

**UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE
STRAHLENEXPOSITION DES PATIENTEN,
BEI EINSATZ VON BILDVERSTÄRKERN
UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG
DER EINZELNEN
OBJEKTVERGRÖßERUNGSVERFAHREN**

Gerhard Ach

1975



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41551925_0022

Aus dem Bundesgesundheitsamt, Abteilung für Strahlenhygiene.

Leitender Direktor: Prof. Dr. med. F.-E. Stieve
und dem Institut für Strahlenschutz der Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH.

Leiter: Prof. Dr. W. Jacobi

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE STRAHLENEXPOSITION
DES PATIENTEN, BEI EINSATZ VON BILDVERSTÄRKERN
UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG DER EINZELNEN
OBJEKTVERGRÖßERUNGSVERFAHREN.

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München vorgelegt

von
Gerhard Ach
aus Immenstadt/Allgäu

München 1975



Mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. F.-E. Stieve

Mitberichterstatter: Prof. Dr. O. Hug

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 22. 7. 1975

Inhaltsverzeichnis

	Seite
I. Thematik	1
II. Der Bildverstärker	3
III. Dosimetrische Begriffe	12
IV. Eigene Untersuchungen	17
1. Experimenteller Teil	
a) Verwendete Geräte	
B) Versuchsanordnung	20
c) Ergebnisse aus den Versuchen	26
2. Berechnung der Integraldosis	28
a) Auswertung der Kurven und Tabellen	
b) Besprechung der Ergebnisse	55
V. Zusammenfassung	64
VI. Schrifttum	67

I. Thematik

Fragen des Umweltschutzes werden bereits seit längerer Zeit eingehend in der Öffentlichkeit erörtert. Während vor einigen Jahren als Folge der Atomwaffentests die Belastung der Bevölkerung durch ionisierende Strahlen verschiedensten Ursprungs im Mittelpunkt der Diskussion stand, konzentriert sich seit der Einstellung oberirdischer Atom-bombenversuche das öffentliche Interesse mehr auf die Luft- und Wasserverschmutzung, während die ionisierende Strahlung fast nur mehr hinsichtlich der Strahlenbelastung durch Kernkraftwerke beachtet wird. Dies erscheint deshalb etwas erstaunlich, weil selbst zur Zeit der Atombombenversuche immer wieder darauf hingewiesen wurde, daß medizinische Maßnahmen den weitaus größten Teil der Gesamtbelastung der Bevölkerung durch künstlich erzeugte ionisierende Strahlung verursachen, und daß der Absolutwert dieser Belastung nahezu die Hälfte der durch die natürliche Grundstrahlung bedingten Strahlenbelastung ausmacht. Seitdem ist die Strahlenanwendung in allen Bereichen der Medizin, sowohl in der Therapie wie in der Diagnostik, mit der seit Jahren praktisch gleichgebliebenen jährlichen Zuwachsrate von etwa 10 % weiter angestiegen. Auf der anderen Seite haben aber auch technische Fortschritte den Strahlenschutz für den Patienten und damit auch für die Beschäftigten in der Röntgendiagnostik verbessert. Besonders der Bildverstärker-Fernsehkette, die im Begriff ist, den konventionellen Leuchtschirm für die Röntgendurchleuchtung zu ersetzen, wird neben dem besseren Sehkomfort eine wichtige Rolle hinsichtlich der Reduzierung der Strahlenbelastung zugeschrieben. Das ausschlaggebende Glied in

dieser Kette sind dabei die Bildverstärker, die heute in verschiedenen Ausführungen, vor allem hinsichtlich der Größe des Eingangsschirmes vorliegen.

Für diese Arbeit wurde die Aufgabe gestellt, den Einfluß der unterschiedlichen Bildverstärkerformate und der beim Einsatz von Bildverstärkern anwendbaren Vergrößerungstechniken - elektronenoptische, geometrische sowie Kombination beider - und die Strahlenexposition des Patienten zu untersuchen.

Alle diese Maßnahmen müssen bei einer korrekten Einblendung des bestrahlten Feldes im Verhältnis zur Größe des sichtbaren Bildes zu einer unterschiedlichen Strahlengeometrie führen und dadurch auch zu einer unterschiedlichen Größe des durchstrahlten Volumens. Im Sinne der Aufgabenstellung wurde eine experimentelle Ermittlung der Integraldosis durchgeführt.

II. Bildverstärker

Die Röntgendurchleuchtung, d. h. die direkte Betrachtung des Strahlenbildes als intensitätsproportionale Leuchtdichtevertelung auf einem durch die Röntgenstrahlung angeregten Fluoreszenzschirm, ist ein seit der Entdeckung der Röntgenstrahlen geübtes Untersuchungsverfahren. Zwar hatte man sehr schnell erkannt, daß die Abbildung des Strahlenbildes auf einer photographischen Halogensilberschicht bei morphologischen Veränderungen mehr Information erbrachte als das Leuchtschirmbild, eine Funktionsanalyse dagegen war nur durch die Durchleuchtung möglich. Der Nachteil, der dieser Methode anhaftet, war die geringe Helligkeit des Leuchtschirmbildes, die mit den aus einem Generator erhältlichen und einer Röntgenröhre im Langzeitbetrieb zumutbaren elektrischen Leistungen erzielt werden konnte. Daß auch durch die Strahlenexposition des Patienten der Durchleuchtung Grenzen gesetzt sind, wurde in den Anfangszeiten der Radiologie noch verhältnismäßig wenig beachtet. So waren es wohl vor allem das mangelnde Auflösungsvermögen und der geringe Sehkofort - das Bild mußte unter den Bedingungen des Dämmersehens (skotopisches Sehen) betrachtet werden - die nach einer anderen Betrachtungsweise des Durchleuchtungsbildes suchen ließen. Die ersten Bestrebungen, das Fernsehprinzip für die Röntgendiagnostik einzusetzen, die von DAUVILLIER ausgingen, datieren aus dem Jahre 1915 (2). Aber noch 1940 kam LORENZ zu der Erkenntnis, daß "Energiebilanz und fernsehtechnische Verstärkung noch nicht ausreichen, um ein 'Röntgenfernsehbild' zu

erhalten, das in seiner Güte dem Durchleuchtungsbild entspricht" (10). Erst die elektronische Verstärkung der Helligkeit des Leuchtschirmbildes, z. B. mit einem Bildverstärker, brachte den gewünschten Erfolg. Das derzeit meistverwendete Verstärkungssystem ist der Röntgenbildverstärker. Eine solche Anlage mit einem Röntgenbildverstärker wurde in Deutschland erstmals von JANKER im Jahre 1955 in Betrieb genommen (7). Mit Hilfe des Röntgenbildverstärkers ist es möglich, die Helligkeit eines Leuchtschirmbildes um mehrere Zehnerpotenzen zu erhöhen, so daß es unter den Bedingungen des photopischen Sehens wahrgenommen werden kann. Das ursprüngliche Leuchtschirmbild kann dabei sogar dunkler sein als das für die direkte Betrachtung. Deshalb kann auch die auf den Patienten eingestrahlte Dosisleistung auf $1/4$ bis $1/8$ reduziert werden (13, 15). Dieser Bildverstärker arbeitet nach folgendem Prinzip:

In einem zylindrischen, hoch evakuierten Gefäß befindet sich an der der Röntgenröhre, bzw. dem Patienten zugekehrten Stirnseite ein leicht gewölbter Fluoreszenzschirm, der Eingangsleuchtschirm, der die Röntgenstrahlen in Licht umsetzt. Auf seiner Rückseite, nur durch eine dünne, durchsichtige Zwischenschicht getrennt, ist eine photoelektrische Schicht, die Photokathode, aufgebracht, aus der proportional zur Leuchtdichte des Leuchtschirmes Elektronen ausgelöst werden. Am anderen Ende des Hohlzylinders, das flaschenhalsartig ausgebildet ist, befindet sich eine Hohlanode, die einen Leuchtschirm umfaßt, den Ausgangsleuchtschirm, der etwa $1/10$ des Durchmessers des Eingangsleuchtschirmes hat. Zwischen Kathode

und Anode wird eine hohe Gleichspannung (etwa 25 kV) angelegt. Dadurch erhalten die aus der Photokathode austretenden Elektronen eine hohe kinetische Energie. Außerdem werden sie, einerseits durch die Krümmung der Photokathode und andererseits durch ein elektrisches Feld, das von Elektroden erzeugt wird, die an der Zylinderwand angeordnet sind, stark gebündelt. Diese Elektronenoptik liefert auf dem Ausgangsschirm, wie eine Lichtoptik, ein verkleinertes, seitenverkehrtes, der Helligkeit auf dem Eingangsschirm proportionales Bild. Dieses Bild ist um etwa 3 Zehnerpotenzen heller als auf dem Eingangsschirm, einmal weil es wesentlich kleiner ist und andererseits, weil die hohe kinetische Energie der Elektronen eine große Leuchtdichte auf dem Ausgangsschirm erzeugt (16).

Nachdem die Bündelung der Elektronen von der Feldstärke abhängig und damit wählbar ist, kann der Abbildungsmaßstab auch verändert werden. Von dieser Möglichkeit der Formatumschaltung wird in modernen Bildverstärkern Gebrauch gemacht. Dabei wird nur ein bestimmter Bereich in der Mitte des Eingangsleuchtschirmes auf die Gesamtfläche des Ausgangsleuchtschirmes abgebildet.

Nähere Einzelheiten sollen nun an einem Röntgenbildverstärker mit umschaltbarem Eingangsformat von 25 auf 15 cm erläutert werden. (Abb. 1)

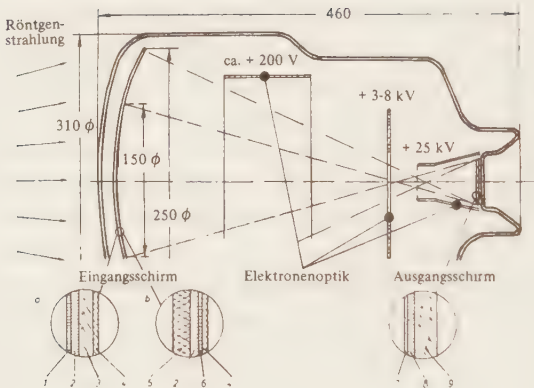


Abb. 1

Schnittbild eines Röntgen-
bildverstärkers mit umschalt-
barem Eingangsfeld von
25 bzw. 15 cm Durchmesser.

Aus "Das Röntgenfernsehen" (5)

Für ein gutes Auflösungsvermögen ist es erforderlich, daß der Leuchtschirm und die Photokathode einen möglichst engen optischen Kontakt haben. Durch gegenseitige Beeinflussung von Leuchtschirm und Photokathode kann letztere jedoch allmählich ihre Empfindlichkeit verlieren. Eine dünne, durchsichtige Zwischenschicht verhindert die Empfindlichkeitsabnahme der Photokathode und gibt trotzdem noch genügend engen Kontakt zum Leuchtschirm. Die Aufbauarten a und b, die in Abb. 1 vergrößert dargestellt sind, geben technische Möglichkeiten wieder. Bei der Aufbauart a befinden sich der Eingangsleuchtschirm (2), der aus ZnS, CdS: Ag oder neuerdings aus CsJ besteht, und die Photokathode (4), eine Sb-Cs-NaJ-Kathode, auf den gegenüberliegenden Seiten einer Glaskalotte (3), deren Dicke rund 0,2 mm beträgt und deren Herstellung äußerste Präzision erfordert. Die Reflexionsschicht (1) (ZnS) erhöht die Ausbeute des Leuchtschirmes. Bei der Aufbauart b ist der Schirmträger eine dünne Aluminiumkalotte (5). Der Leuchtschirm (2) und die Photokathode (4) sind in diesem Fall durch die chemisch inaktive Zwischenschicht (6) voneinander getrennt.

Der Ausgangsschirm (8), der auch aus ZnS, CdS: Ag besteht, ist auf einer ebenen Glasscheibe als Träger (9) aufgebaut. Eine aufgedampfte Aluminiumschicht (7), die von den Elektronen durchdrungen wird, schirmt das Innere der Bildverstärkerröhre gegen das Licht des Ausgangsschirmes ab, verhindert damit eine optische Rückkopplung und dient zur Ableitung der Ladungen.

Die Elektronenoptik setzt sich aus der Photokathode, den zylinder- und ringförmigen Elektroden und dem Anodenzylinder zusammen. Durch eine Spannungsänderung an

der dem Anodenzyylinder benachbarten Ringelektrode wird die Veränderung des Abbildungsmaßstabes ermöglicht. Es läßt sich entweder die volle Eingangsschirmgröße von 25 cm Durchmesser oder nur der zentrale Teil mit einem Durchmesser von 15 cm auf den etwa 2 cm im Durchmesser großen Ausgangsschirm abbilden. Dabei ändert sich das Verhältnis, um das das Eingangsbild auf dem Ausgangsschirm verkleinert wird von etwa 13 : 1. Bei der geringeren Verkleinerung hat der Bildverstärker eine geringere Verstärkung, und zwar geht das Verkleinerungsverhältnis quadratisch in die Helligkeitsverstärkung ein. Dafür steigt aber das Auflösungsvermögen durch die geringere Lichtkonzentration und den dadurch bedingten geringeren Einfluß der Nachbarschaftseffekte im Ausgangsschirm an, und letztlich auch dadurch, daß der gleiche, durch den Eingangsschirm bedingte Unschärfesaum einem größer abgebildeten Objekt angelagert wird, wenn sich die Übertragungseigenschaften der Elektronenoptik verbessern.

Um beim größeren Bild die gleiche Helligkeit zu erreichen, ist eine höhere Dosisleistung erforderlich, da der Konversionsfaktor des Bildverstärkers (Leuchtdichte/Dosisleistung = $\frac{\text{cd}}{\text{m}^2} \frac{\text{sec}}{\text{R}}$)

gleich bleibt, und zwar muß sie im Verhältnis der Flächen der Eingangsbilder erhöht werden. (4, 5, 12, 18, 21)

Außer der elektronenoptischen Vergrößerung besteht noch die Möglichkeit der geometrischen Vergrößerung, in dem man den Abstand Objekt-Bildverstärkereingang vergrößert. Dadurch kommt es zu einer Vergrößerung des Strahlenbildes, das auf den Eingangsschirm auftritt. Ihm haftet

bereits vor der elektronischen Übertragung auf den Ausgangsschirm eine durch die Größe des Brennflecks und die Abstände Fokus - Objekt und Objekt - Bildverstärkereingang bedingte größere geometrische Unschärfe an, d. h. die geometrische Unschärfe vergrößert sich in gleicher Weise wie das Objekt. Demgegenüber wird nun die sogenannte innere Unschärfe durch den Eingangsschirm um denselben Absolutbetrag vergrößert wie bei der kleinen Abbildung und somit im Verhältnis zum vergrößerten Objekt relativ geringer. Dadurch ergibt sich ein höheres Auflösungsvermögen. Hinter dem Eingangsschirm werden Objekt und Unschärfesaum wieder im gleichen Verhältnis vergrößert, d. h. ein Gewinn an Auflösung wird nur am Eingangsschirm erzielt. Um ihn gegenüber der großen geometrischen Unschärfe zur Wirkung kommen zu lassen, wird ein kleiner Brennfleck verwendet, z. B. mit 0,3 mm statt 1,2 mm optisch wirksame Kantenlänge, durch den sich die geometrische Unschärfe im Verhältnis der Kantenlängen verringert.

Bei der geometrischen Vergrößerung wird zwar keine höhere Dosisleistung am Bildverstärkereingang erforderlich, jedoch erhöht sich die Einfalldosis am Patienten nach dem Quadratgesetz der Entfernung und darüber hinaus noch durch den geringeren Streustrahlenanteil aus dem Objekt am Eingang des Bildverstärkers (Groedel'sche Abstandstechnik).

Die Kleinheit des Bildverstärkerausgangsschirmes macht die Betrachtung des Durchleuchtungsbildes unbequem. Sie erfolgt entweder über eine Einblickoptik oder, um wenigstens einigen Personen die Mitbeachtung zu ermöglichen, über ein Spiegelsystem. Dieser Nachteil wird heute da-

durch überwunden, daß an den Ausgangsschirm eine Fernsehkamera angekoppelt und das Durchleuchtungsbild mit fernsehtechnischen Mitteln übertragen wird. Außerdem ist es auch möglich, das Durchleuchtungsbild in Einzelaufnahmen oder im Kinofilm zu registrieren. Die Einzelaufnahmen werden mit Spezialkameras, die eine Aufnahmefrequenz von bis zu 6 Bildern/sec erlauben, im Format 70 mm x 70 mm abgebildet, Kinofilme im Format 35 oder 16 mm. Die Ankopplung der verschiedenen Kameras erfolgt über eine Tandemoptik, in die ein Lichtverteiler mit verschiedenen Ausgängen eingeschaltet ist. Dadurch ist es möglich, wahlweise mehrere Abbildungssysteme zu verwenden, bzw., da die Lichtverteilung über einen halbdurchlässigen Spiegel erfolgt, das auf Einzelfilm oder Kinofilm aufgenommene Bild gleichzeitig über die Fernsehkamera mit zu beobachten. Die Verwendung einer Tandemoptik macht es zudem auch möglich, im Bereich des parallelen Strahlengangs den Lichtstrom zu messen und über einen Photomultiplier Spannung und Stromstärke an der Röntgenröhre so zu regeln, daß die mittlere Bildhelligkeit stets konstant bleibt. Dies führt zu einer annähernd konstanten Dosisleistung am Bildverstärkereingang. Bei den derzeitigen Bildverstärker-Fernsehkettensystemen ist eine Dosisleistung von etwa 25 $\mu\text{R/sec}$ für ein ausreichendes Durchleuchtungsbild erforderlich. Nur in Sonderfällen, z. B. bei kleinen kontrastarmen Details muß sie höher sein. Ebenso kann sie auch verringert werden, wenn im Interesse des Strahlenschutzes eine geringere Bildqualität in Kauf genommen werden kann.

Der Anschluß einer Fernsehkamera an den Bildverstärker-Ausgangsschirm bietet außer den günstigeren Betrachtungsbedingungen noch wesentliche Vorteile:

1. lassen sich beliebig viele Fernsehgeräte anschließen, die an beliebigen Orten aufgestellt werden können,
2. können Helligkeit und Kontrast über das Fernsehsignal gesteigert werden,
3. können die Bilder auch magnetisch gespeichert werden,
4. ist über das Fernsehsignal eine Bildbeeinflussung möglich, z. B. Kontrastausgleich, Filterung bestimmter Ortsfrequenzen, u. ä.
5. sind auch photographische Aufnahmen vom Fernsehsichtgerät möglich (Einzelaufnahmen und Kinoaufnahmen), die eine wesentlich geringere Dosis erfordern als die gleiche Aufnahme vom Ausgangsschirm des Bildverstärkers.

III. Dosimetrische Begriffe

Um die biologische Wirkung einer Strahlung beurteilen zu können, muß man sich zunächst über die primären physikalischen Prozesse im klaren sein. Bei den im Bereich der Röntgen-Diagnostik verwendeten Strahlenqualitäten handelt es sich im wesentlichen um folgende Prozesse:

1., Ionisation

Ein Röntgen-Quant der Energie $h \cdot \nu$ ist in der Lage, ein gebundenes Elektron aus einer Atomhülle herauszuschlagen. Die Quantenenergie wird hierbei zu einem Teil zur Überwindung der Elektronenbindungsenergie aufgewendet und der verbleibende Teil wird als kinetische Energie auf das Elektron übertragen. Bei der Weiterbesetzung des hierbei frei gewordenen Platzes in der Atomhülle durch ein anderes Elektron kommt es zur Emission von sogenannter "charakteristischer Röntgenstrahlung", die eine für das jeweilige Atom charakteristische Energie aufweist. Dieser Effekt wurde erstmals im Bereich des sichtbaren Lichtes beobachtet und heißt deswegen Photoeffekt.

2., Anregung

Reicht die bei einem Photoeffekt auf das Elektron übertragene Energie nicht zum Verlassen der Atomhülle aus und wird das Elektron nur auf ein energiereicheres Niveau angehoben, spricht man von Anregung. Die Rekombination ist wiederum mit Emission elektromagnetischer Strahlung verbunden.

3., Compton - Streuung

Hierbei wird nur ein Teil der Quantenenergie an ein Hüllenelektron abgegeben, während der Rest in Form eines langwelligeren Quants erscheint. Der Effekt findet vorzugsweise an den sehr locker gebundenen Elektronen der äußeren Schalen statt.

4., Klassische Streuung

Bei ihr ändert sich lediglich die Richtung des Primärquants, es wird keine Energie auf die Elektronenhülle übertragen. Die den Effekten 1, 2 und 3 gemeinsame Tatsache der Übertragung von Strahlungsenergie auf die bestrahlte Materie sieht man als Grundlage einer biologischen Wirkung an und hat deswegen in der Radiologie zur quantitativen Erfassung der primären Strahlenwirkung den Begriff der Energiedosis D eingeführt. Nach DIN 6814 Blatt 3 handelt es sich hierbei um den Quotienten aus dW_D und dM , wobei dW_D die Energie ist, die auf das Material in einem Volumenelement dV durch die Strahlung übertragen wird und $dM = \rho dV$ die Masse des Materials mit der Dichte in diesem Volumenelement:

$$D = \frac{dW_D}{dM} = \frac{1}{\rho} \frac{dW_D}{dV}$$

Die Einheit der Energiedosis ist das "Rad" (Kurzzeichen rd) und es gilt: $1 \text{ rd} = 0,01 \text{ J/kg}$

Da Energiedosen schwierig zu messen sind, hat auch der Begriff der Jonendosis J praktische Bedeutung:

Die von einer ionisierenden Strahlung erzeugte Jonendosis J ist der Quotient aus dQ und dM_L , wobei dQ der Betrag der elektrischen Ladung der Ionen eines

Vollelekters ist, die in Luft in einem Volumenelement dV durch die Strahlung gebildet werden und $dM_L = \rho_L dV$ die Masse der Luft mit der Dichte ρ_L in diesem Volumenelement (3)

Es gilt:
$$J = \frac{dQ}{dM_L} = \frac{1}{\rho_L} \cdot \frac{dQ}{dV_L}$$

Die Einheit der Jonendosis ist das "Röntgen" (Kurzzeichen R) und es gilt:

$$1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$$

Anschließend an diese Grundbegriffe haben sich für die medizinische Anwendung eine Reihe spezieller Dosisbegriffe eingebürgert, von denen im Folgenden die wichtigsten genannt seien:

Die Einfalldosis ist die im Fokus-Haut-Abstand in Luft gemessene Jonendosis. Bei Bestrahlung eines Körpers addiert sich hierzu die durch Rückstreuung erzeugte Streuzusatzdosis, die meistens in Prozenten von der Einfalldosis angegeben wird. Die Summe beider Dosen bezeichnet man als Oberflächendosis, die die Dosis im Gewebe in einem Punkt an der Körperoberfläche beschreibt. Die Tiefendosis ist die Dosis in einer definierten Tiefe des bestrahlten Körpers und ihr Verhältnis zur Oberflächendosis wird relative Tiefendosis genannt.

Die Einheit dieser speziellen Dosisbegriffe ist das "Rad" oder das "Röntgen" und man hat somit noch keinen geeigneten Begriff zur Beschreibung der auf den gesamten Körper übertragenen Energie, da sich sowohl "Rad" als auch

"Röntgen" nur auf differentiell kleine Volumenelemente dV beziehen. Man kann diese auf den gesamten Körper übertragene Energie bestimmen, wenn man die Energiedosisverteilung kennt und über die Masse des der Strahlung ausgesetzten Volumens integriert:

$$W_D = \int D \, dm \quad (X)$$

W_D ist unter dem Namen Integraldosis in der Literatur zu finden und wurde 1940 von MAYNEORD (11) eingeführt. Als Einheit für W_D ergibt sich nach (X) Gramm x Rad. Daneben sind aber auch etwas variierte Formen von (X) durch verschiedene Autoren benutzt worden, z. B. wurde die Jonendosis verwendet und statt über die Masse über das durchstrahlte Volumen integriert. So erklären sich die Einheiten Gramm x Röntgen, bzw. cm^3 x Röntgen (9, 20).

Die praktische Ermittlung von W_D läuft stets auf eine numerische Durchführung der Integration nach (X) hinaus. In dieser Arbeit wird ein von WACHSMANN angegebenes Näherungsverfahren (19) benützt, bei dem auch die Beträge der Streustrahlung außerhalb des Nutzstrahlenskegels berücksichtigt werden. Die Genauigkeit hängt einmal davon ab, wie genau die Dosis innerhalb eines Volumenelementes bekannt ist und zum anderen von der Zahl der Elemente, in die das Gesamtvolumen zerlegt wird. Die experimentellen Daten dieser Arbeit wurden in einem Wasserphantom gemessen, so daß wegen des Wertes von 1 für die Dichte des Wassers kein Unterschied zwischen den Zahlenwerten der Volumen- und der Integraldosis besteht. Da außerdem der Zusammenhang zwischen Jonendosis und Energiedosis für Wasser im interessierenden Energiebereich gut be-

kannt ist, sind sowohl Jonendosis als auch Energiedosis zur Berechnung der gesamten an den Körper angegebenen Energie geeignet.

IV. Eigene Untersuchungen

I. Experimenteller Teil

a) Verwendete Einrichtung

Die Dosismessungen wurden am 12 - Puls - Generator Tri-doros 4 der Fa. Siemens durchgeführt, an den eine Dreh-anodenröhre P 30/50 angeschlossen war. Für diese Unter-suchung wurde der 30 kW - Brennfleck mit einer optisch wirksamen Kantenlänge von 1,2 mm verwendet. Es wurde so-wohl im Durchleuchtungsbetrieb als auch mit Aufnahme-schaltungen gearbeitet. Ein Bildverstärker wurde nicht eingesetzt, da ja nicht nach den Eigenschaften des Bild-verstärkers, sondern nur nach dem Einfluß der Strahlen-geometrie im Objekt gefragt war.

Als Dosismeßinstrument diente das von BUNDE (1) nähe-re beschriebene Kondiometer der physikalisch-technischen Werkstätten Freiburg, das auf dem Prinzip der Ionisations-messung beruht. Es besteht aus zwei Teilen: dem Grundge-rät und den Ionisationskammern verschiedener Größe und Empfindlichkeit. Das Grundgerät enthält die Ladevorrich-tung für die Meßkammern und das Elektrometer, mit dem die Ladung der Kammern bestimmt wird. Die Ionisations-kammern sind kugel- oder zylinderförmig, sowohl Wände als Innenelektrode bestehen aus sogenannten luftäquivalentem Material, wodurch eine relativ geringe Abhängigkeit der Empfindlichkeit von der Strahlenqualität erreicht wird.

Die Besonderheit des Kondiometers gegenüber anderen Do-simetern liegt darin, daß die Ionisationskammern während ihrer Bestrahlung völlig vom Meßinstrument getrennt sind

und dadurch nicht nur eine unbegrenzte Beweglichkeit besitzen, sondern auch für eine Bestrahlung in beliebiger Anzahl an verschiedenen Orten eingesetzt werden können. Die Kondensatormeißkammern werden zunächst am Grundgerät auf eine bestimmte Spannung aufgeladen, dann an einem interessierenden Ort der Strahlung ausgesetzt und dadurch mehr oder weniger entladen. Danach wird die Restspannung ermittelt, und zwar nach einer Nullmethode. Sie besteht in folgendem: Bei voll aufgeladener Kammer wird der Lichtzeiger des Elektrometers genau auf Null justiert. Es wird nicht die Restladung gemessen, sondern mittels eines sogenannten Influenzkondensators genau die Ladung, die vorher durch Strahlung verloren gegangen ist, gemessen. Da die Kapazität des Kondensators konstant ist, ist die Ladung Q genau proportional der Spannung U am Kondensator:

$$Q = C \cdot U$$

Nullmethoden sind stets genauer als "Ausschlagsmethoden", da die Meßbedingungen vor und bei der Messung exakt dieselben sind. Die Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse geht beim Kondiometer bis zu einer Genauigkeit von etwa $\pm 1\%$. Die angegebene Meßgenauigkeit gilt natürlich nur ab einer gewissen Größe des Ausschlages am Meßinstrument. Auf Grund der Vielfältigkeit der anzuschließenden Meßkammern gibt das Gerät zunächst die Meßergebnisse nur in willkürlichen Einheiten an. Damit die gemessene Dosis in internationalen Röntgeneinheiten angegeben werden kann, muß es mit jeder Meßkammer kalibriert werden.

Diese Kalibrierung geschieht durch Vergleich mit einer Anzeige eines Standardmeßgerätes. Dazu diente in diesem

Fall ein Küstnersches Eichstandgerät, das seinerseits 1955 an der Primärstandardanlage der Physikalisch-technischen Bundesanstalt angeschlossen war. Es wurden Kugelkammern mit 10 mm Durchmesser verwendet. Sie haben zwar den Nachteil, wegen ihres geringen Ionisationsvolumens relativ unempfindlich zu sein, so daß für einen Meßvorgang oft eine Vielzahl von Schaltungen notwendig wurde. Sie waren jedoch erforderlich, da möglichst punktförmige Messungen angestrebt wurden. Für die Messung der Bezugsdosis in der Ebene des BV-Einganges wurde eine zylindrische Spezialkammer von 33 mm Durchmesser und 90 mm Länge benutzt, die neben einer wesentlich höheren Empfindlichkeit noch den Vorteil einer zu vernachlässigenden Abhängigkeit der Meßergebnisse von der Strahlenqualität hatte. (14)

b) Versuchsanordnung

Die Versuchsanordnung ist schematisch in Abbildung 2 dargestellt. Darin sind 1. die Strahlenquelle, 2. die Phantome und 3. bzw. 4. die zylindrischen Spezialmeßkammern. Die Phantome bestehen aus drei wassergefüllten Acrylglasbehältern mit Frontplatten im Format 30cm x 30 cm. Ein Behälter hat einen Durchmesser von 10 cm, die zwei anderen von je 5 cm. Die Gesamtabmessungen des Phantoms betragen also 30 cm x 30 cm x 20 cm. Durch Umstellen der Wasserbehälter waren insgesamt Messungen in 0, 5, 10, 15 und 20 cm Wassertiefe möglich. Sie wurden unter den geometrischen Bedingungen durchgeführt, die sich durch folgende Bildverstärkereingangsformate bzw. Untersuchungstechniken ergeben:

Bildverstärkereingangsformat mit 25 cm $\emptyset$

Bildverstärkereingangsformat mit 15 cm $\emptyset$

Elektronenoptische Vergrößerung eines Eingangsfeldes mit 12,5 cm $\emptyset$ am Bildverstärker mit 25 cm $\emptyset$

Geometrische Vergrößerung im Verhältnis 1 : 1,68 (bedingt durch die Möglichkeit an konventionellen Durchleuchtungsgeräten) und einem Bildverstärker mit 15 cm $\emptyset$.

Der Fokus - Phantomabstand betrug konstant 68 cm. Ausnämlich den Bedingungen bei der geometrischen Vergrößerung wurde ein Fokus - Bildverstärkereingang - Abstand von 100 cm (Stellung 3) eingehalten, da der Abstand zwischen Strahleraustrittsseite des Objekts und Bildverstärkereingangsebene im allgemeinen etwa 10 bis 12 cm

beträgt. Konstante Bezugsdosis war die Dosis am Eingang des Bildverstärkers, die mit der erwähnten Zylinderkammer jeweils gemessen wurde. Bei Betrachtung der geometrischen Vergrößerung betrug der Fokus - Bildverstärkereingang - Abstand 168 cm (Stellung 4). Die Positionen der Meßkammern sind in Abbildung 3 dargestellt. Sie wurden in Acrylglasplatten im Format der Frontplatten der Wasserbehälter befestigt. Diese Platten waren mit Bohrkämen versehen, die gerade so groß waren, daß sie Kugelmessern mit einem cm Durchmesser aufnehmen konnten. Da die Forderung bestand, jeweils unmittelbar am Feldrand innerhalb des Strahlenfeldes zu messen und das Verhältnis der Abstände, bezogen auf die Feldgröße in den verschiedenen Meßebenen gleichzuhalten, war durch die bei der Abbildung mit Röntgenstrahlen gegebene Zentralprojektion die Anordnung der Meßpunkte vorgeschrieben.

Die Untersuchungen wurden mit zwei Strahlenqualitäten durchgeführt:

70 kV und 2 mm Al - Gesamtfilterung

110 kV und 2 mm Al - Gesamtfilterung

da dieser Bereich im wesentlichen in der Praxis genutzt wird. Ein Streustrahlenraster, der meist bei Bildverstärkerdurchleuchtungen verwendet wird, wurde bei den Messungen nicht eingesetzt. Die dadurch sich ergebende Erhöhung der Einfallsdosis wurde auf Grund einer getrennten Meßreihe ermittelt. Dazu wurde lediglich die Oberflächendosis bei verschiedenen Feldgrößen, bezogen auf eine konstante Dosis am Eingang des Bildempfängersystems ermittelt und zwar nur für die Röhrenspannung 80 kV. Orien-

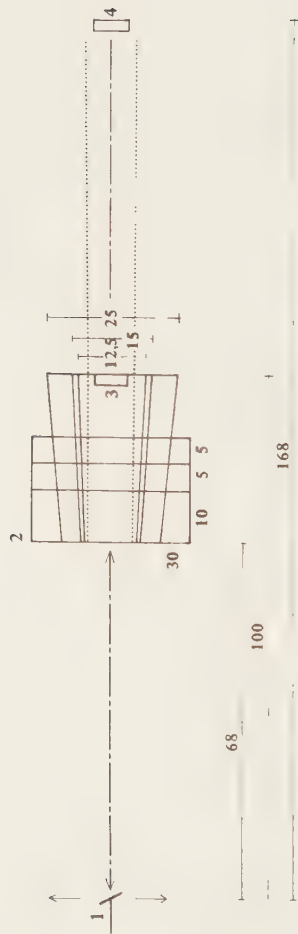


Abb. 2

Schematische Darstellung der Versuchsanordnung: 1. Röntgenröhre
2. Wasserphantom, 3 und 4 zylindrische Kondensationskammer, mit der
die Bezugsdosis gemessen wird. Alle Längenmaße sind in cm angegeben.

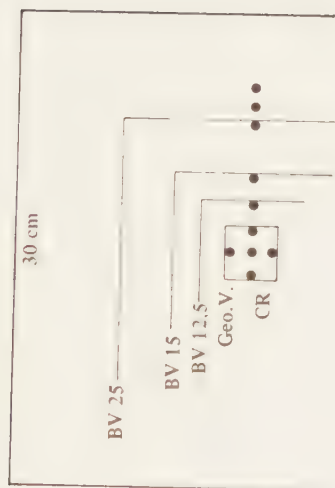


Abb. 3

Plexiglasplatte mit Bohrungen für Meßkammern.

Erläuterung im Text.

tierende Messungen hatten gezeigt, daß das Verhältnis Oberflächendosis ohne und mit Anwendung eines Streustrahlenrasters nur um wenige Prozente von der Strahlenqualität abhängt.

Tab. 1

Dosis im Zentralstrahl in mR an der Phantomboberfläche

Felddurch- messer am BV-Eingang	70 kV		110 kV	
	ohne Raster	mit	ohne Raster	mit
25 cm	260	1000	110	430
15 cm	450	1140	170	439
12,5 cm	520	1180	195	440
15 cm bei geometrischer Vergrößerung 1 : 1,68	2600	5500	1100	2250

c) Ergebnisse aus den Versuchen

Man sieht daraus, daß die Einfalldosis bei 70 kV Röhrenspannung ohne Verwendung eines Rasters bei einem Felddurchmesser am Bildverstärkereingang 25 cm um 42 % kleiner ist als beim Felddurchmesser von 15 cm, aber bei Verwendung von einem Raster nur um 14 %. Bei 110 kV Röhrenspannung ist sie ohne Raster um 35 % und mit Raster nur um 2 % kleiner als die Einfalldosis beim Bildverstärkereingangsformat von 15 cm $\varnothing$. Dies stimmt mit den Ergebnissen von JÖTTEN und STIEVE (8) überein, die für 23 cm und 15 cm Felddurchmesser am Bildverstärkereingang unter Verwendung eines Rasters praktisch gleiche Einfalldosen ermittelt haben. In dieser Veröffentlichung wird auch angegeben, daß sich bei elektronenoptischer Vergrößerung die Dosis um 10 % weniger erhöht, als es dem Verhältnis der Flächen des Strahleneingangsfeldes am Bildverstärker entspricht. Die Eingangsfläche bei Felddurchmesser 25 cm ist 400 cm^2 , bei Felddurchmesser 12,5 cm 125 cm^2 , das entspricht einem Verhältnis von 3,25 : 1. Der Faktor bei elektronenoptischer Vergrößerung ist um 10 % niedriger, also 2,9 bis 3,0. Mit diesem Faktor müssen die Dosen für Bildverstärkereingang 12,5 cm multipliziert werden, denn bei der elektronenoptischen Vergrößerung ist der Dosisbedarf am Bildverstärkereingang um diesen Faktor höher. Man erkennt, daß ohne diesen Faktor die Werte nur unwesentlich höher liegen als beim 15 cm Bildverstärkereingangsformat, daß also die Einfalldosiserhöhung bei elektronenoptischer Vergrößerung fast nur auf den erhöhten Dosisbedarf am Bildverstärker zurückzuführen ist.

Bei der geometrischen Vergrößerung um den Faktor 1,68 liegen die Einfalldosen ungefähr 5,5 mal höher. Die Zu-

nahme nach dem Quadratgesetz der Entfernung würde nur den Faktor $1,68^2$, also 2,82 ausmachen. Der fehlende Faktor 2 kommt durch die Abnahme der Streustrahlung durch den Abstand Objekt - Bildempfänger zustande. Dieser Faktor 2 ist in Übereinstimmung mit Meßungen über die Abnahme der Streustrahlung (6) bei verschiedenen Objekt - Bildverstärker - Abständen.

2. Berechnung der Integraldosis

a) Auswertung der Kurven und der tabellarischen Werte

Es wurden von den Kurven der Abb. 4 bis 11 ausgegangen. In diesen Kurven ist die Dosis als Funktion des Abstandes vom Zentralstrahl aufgetragen, wobei der Abstand von der Phantomvorderseite Parameter ist. Zunächst wurden diese Kurven graphisch so dargestellt, daß die Dosis als Funktion des Abstandes von der Oberfläche aufgetragen und als Parameter der Abstand vom Zentralstrahl eingeführt wurde (Abb. 12 bis 19).

Diese Darstellung wurde gewählt, um die Kurven übersichtlicher zu gestalten, da in den direkten graphischen Darstellungen der Versuchsergebnisse starke Überschneidungen der Kurven im Streustrahlenbereich auftraten und außerdem die tabellarische Auswertung zur Bestimmung der Integraldosis in dieser Form genauer durchzuführen war.

Die so erhaltenen Kurven wurden dann durch Extra- bzw. Interpolation tabellarisch erfaßt, so daß die Tabellenwerte die Dosiswerte sind, die an den Knotenpunkten eines Zentimeterrasters in der entsprechenden Ebene auftraten. In den Tabellen 2 bis 9 sind die Werte aus den Kurven 12 bis 19 aufgetragen. Die Dosisverteilung in der gemessenen Ebene soll repräsentativ sein für alle Schnitte in Richtung des Strahlenverlaufes. Diese Vereinfachung darf für die Berechnung eingeführt werden, da es sich um ein homogenes Feld handelt und orientierende Messungen in anderen Ebenen keine wesentlichen Abweichungen ergaben. Um die Integraldosis näherungsweise berechnen zu können,

war es notwendig, das Gesamtvolumen des Phantoms in Teilvolumina aufzugliedern und für diese die mittlere Dosis zu bestimmen.

ohne Raster

mit Raster

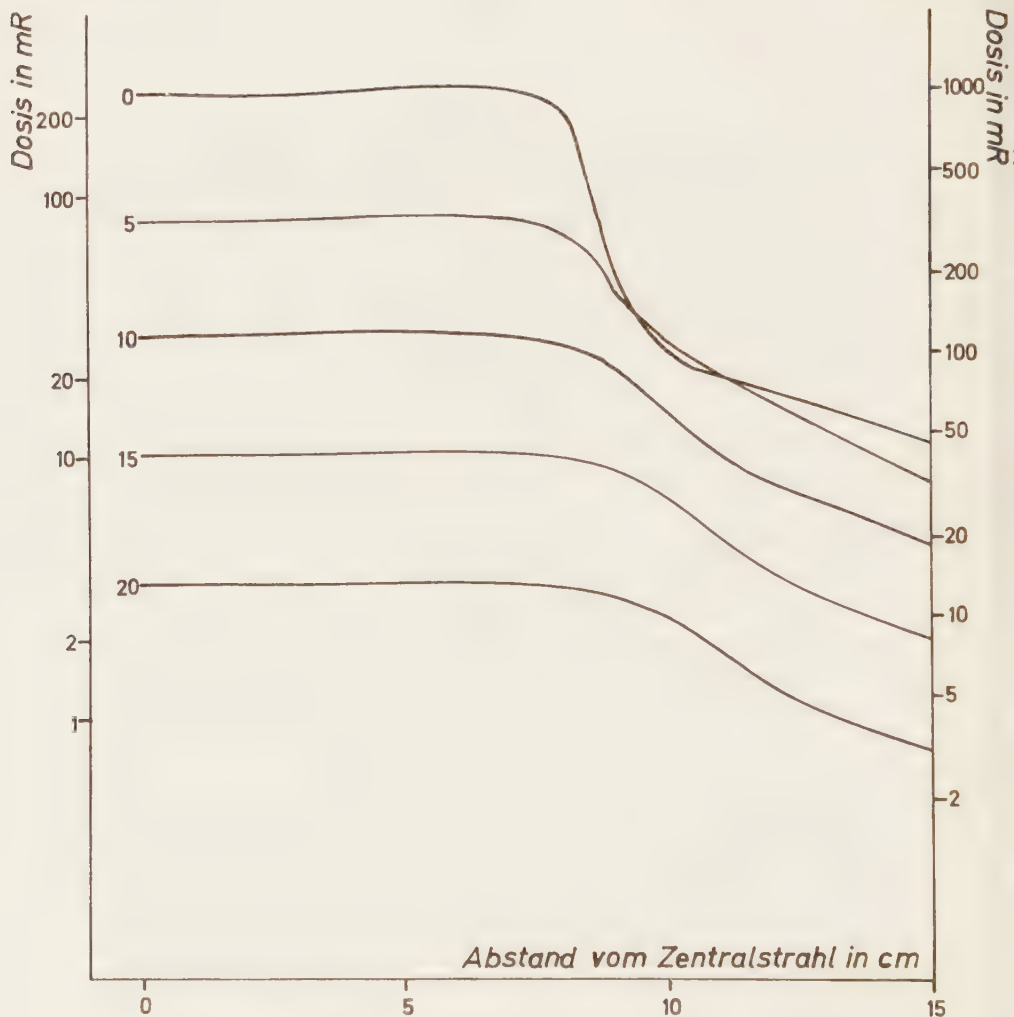


Abb. 4

Dosisverlauf senkrecht zur Strahleneinfallsrichtung
in 0,5,10,15 und 20 cm von der Phantomoberfläche, be-
zogen auf 1 mR am Bildschirmeingang.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantom-Abstand 68 cm

BV-Eingangsformat 25 cm $\varnothing$

70 kV

ohne Raster

mit Raster

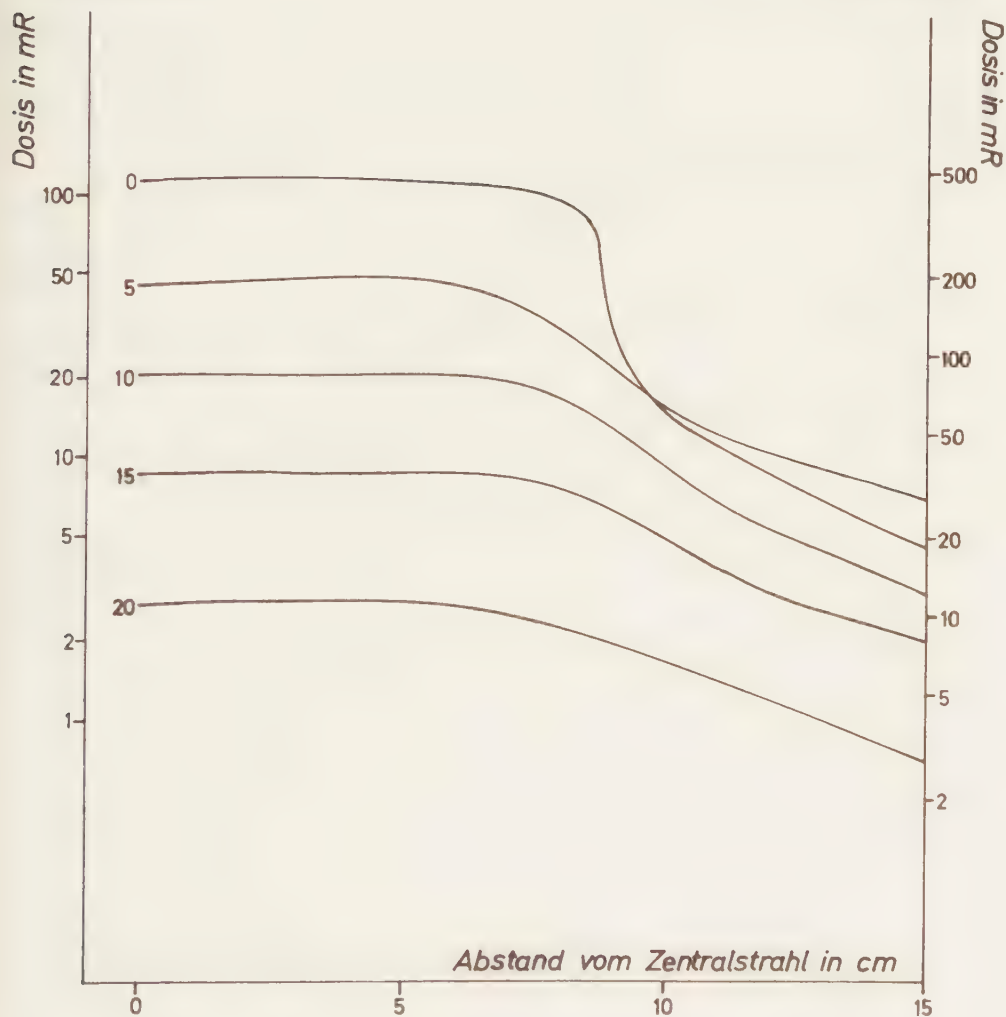


Abb. 5

Dosisverlauf senkrecht zur Strahleneinfallsrichtung
in 0,5,10,15 und 20 cm von der Phantomoberfläche, be-
zogen auf 1 mR am Bildschirmeingang.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 25 cm $\varnothing$

110 kV

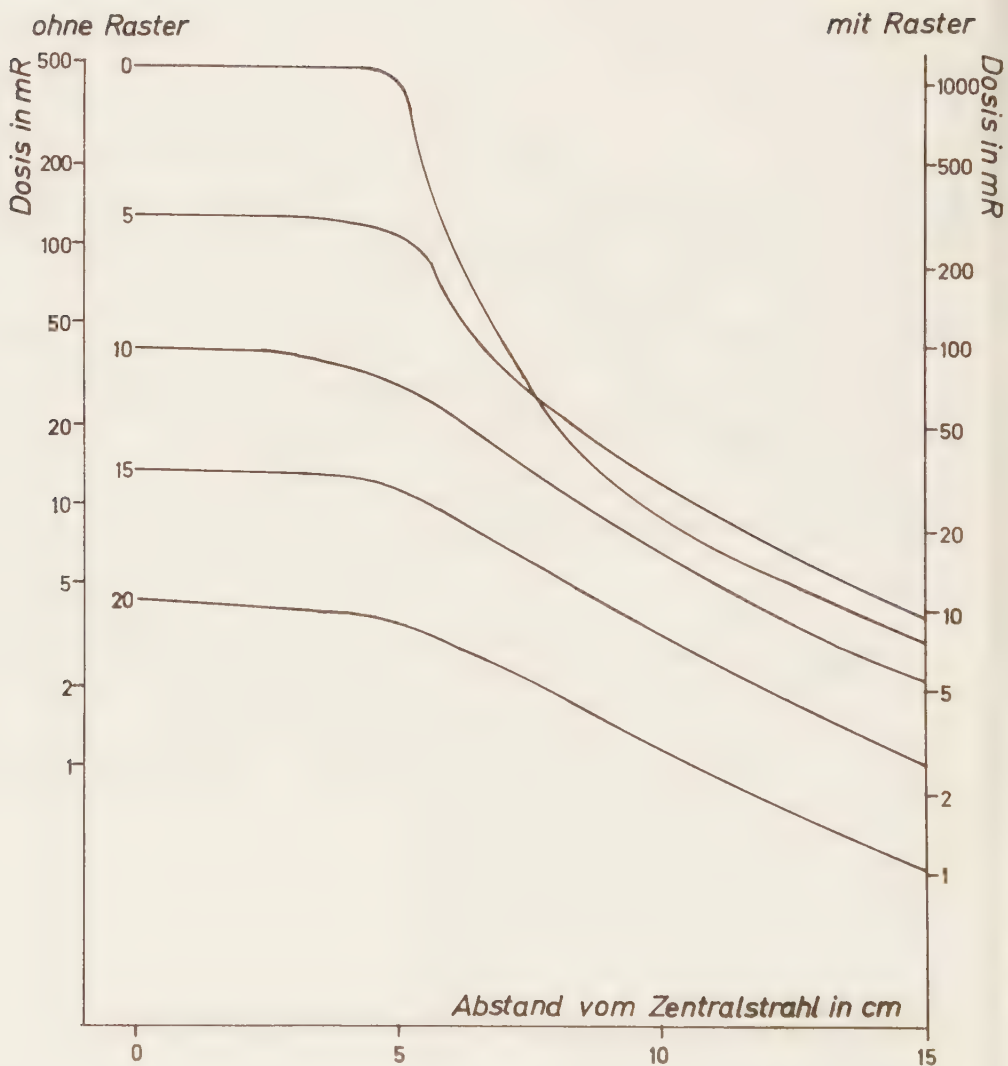


Abb. 6

Dosisverlauf senkrecht zur Strahleneinfallrichtung
in 0,5,10,15 und 20 cm von der Phantomboberfläche, be-
zogen auf 1 mR am Bildschirmeingang.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 15 cm $\varnothing$

70 kV

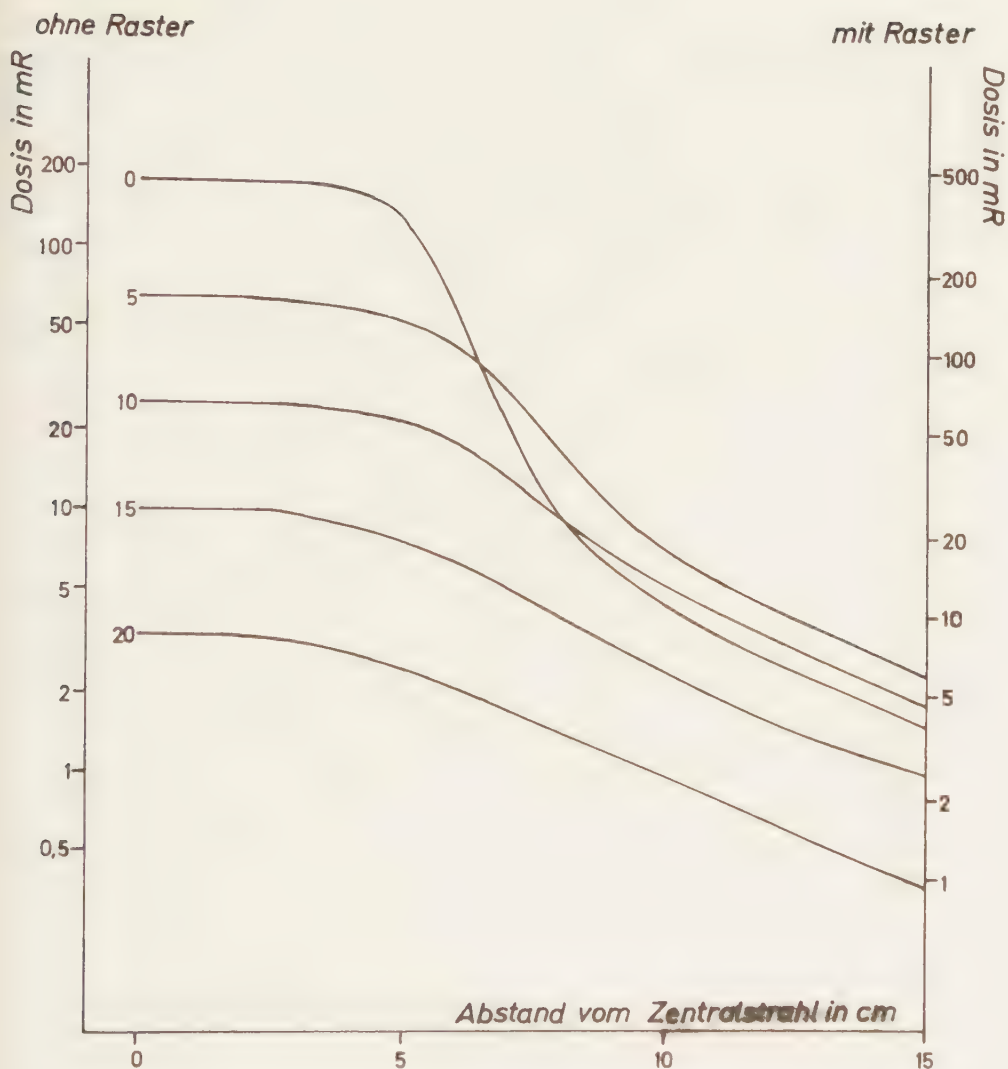


Abb. 7

Dosisverlauf senkrecht zur Strahleneinfallsrichtung
in 0,5,10,15 und 20 cm von der Phantomoberfläche, be-
zogen auf 1 mR am Bildschirmeingang.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 15 cm ϕ

110 kV

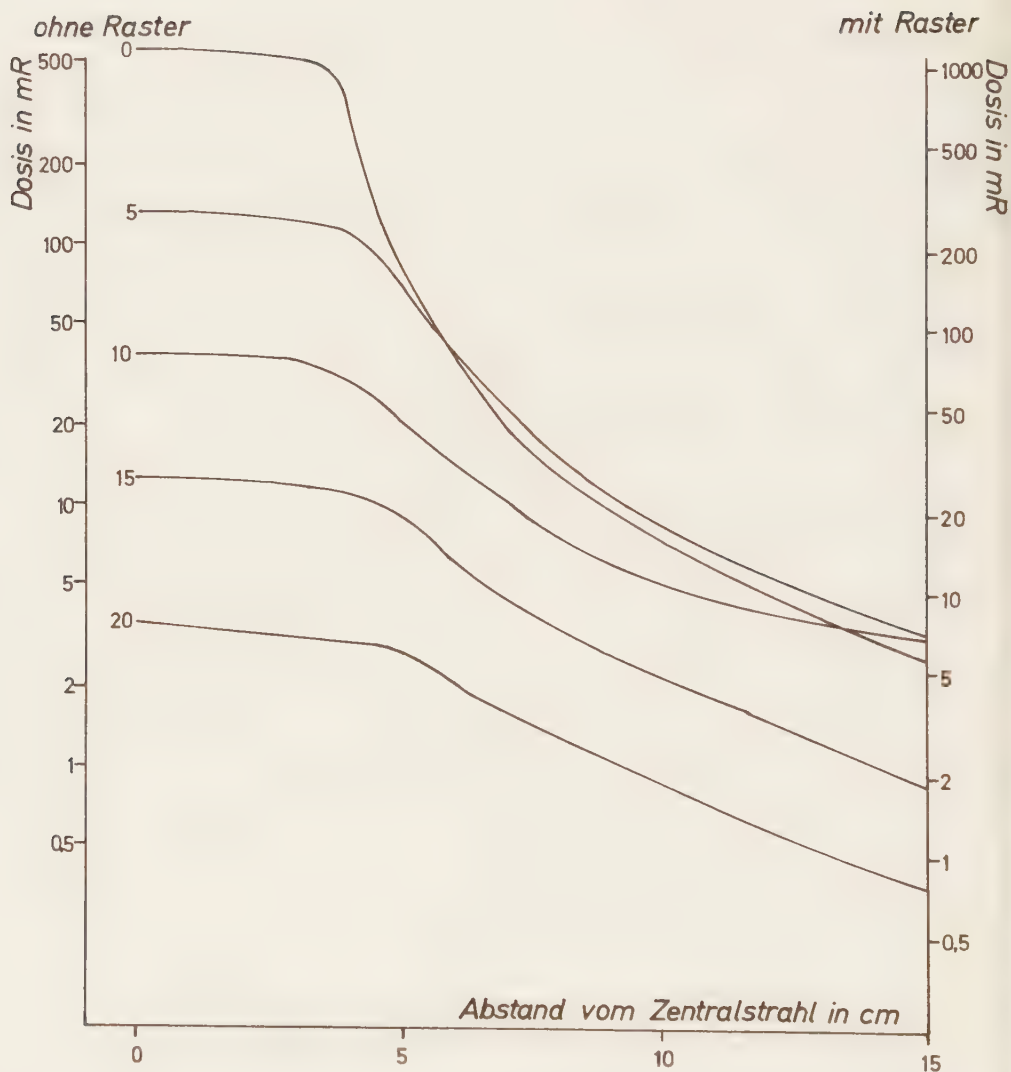


Abb. 8

Dosisverlauf senkrecht zur Strahleneinfallsrichtung
in 0,5,10,15, und 20 cm von der Phantomoberfläche, be-
zogen auf 1 mR am Bildschirmeingang.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 12,5 cm $\varnothing$

70 kV

ohne Raster

mit Raster

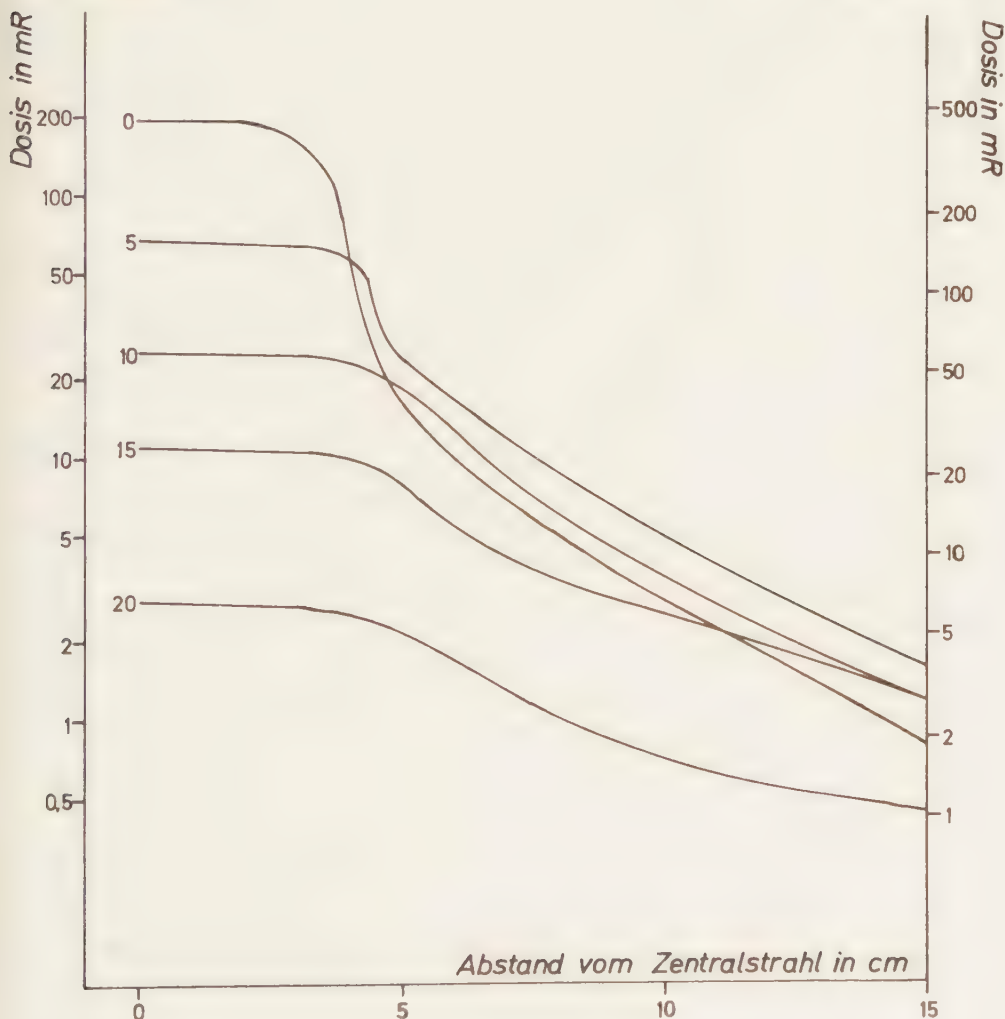


Abb. 9

Dosisverlauf senkrecht zur Strahleneinfallsrichtung in 0,5,10,15 und 20 cm von der Phantomboberfläche, bezogen auf 1 mR am Bildschirmeingang.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 12,5 cm $\varnothing$

110 kV

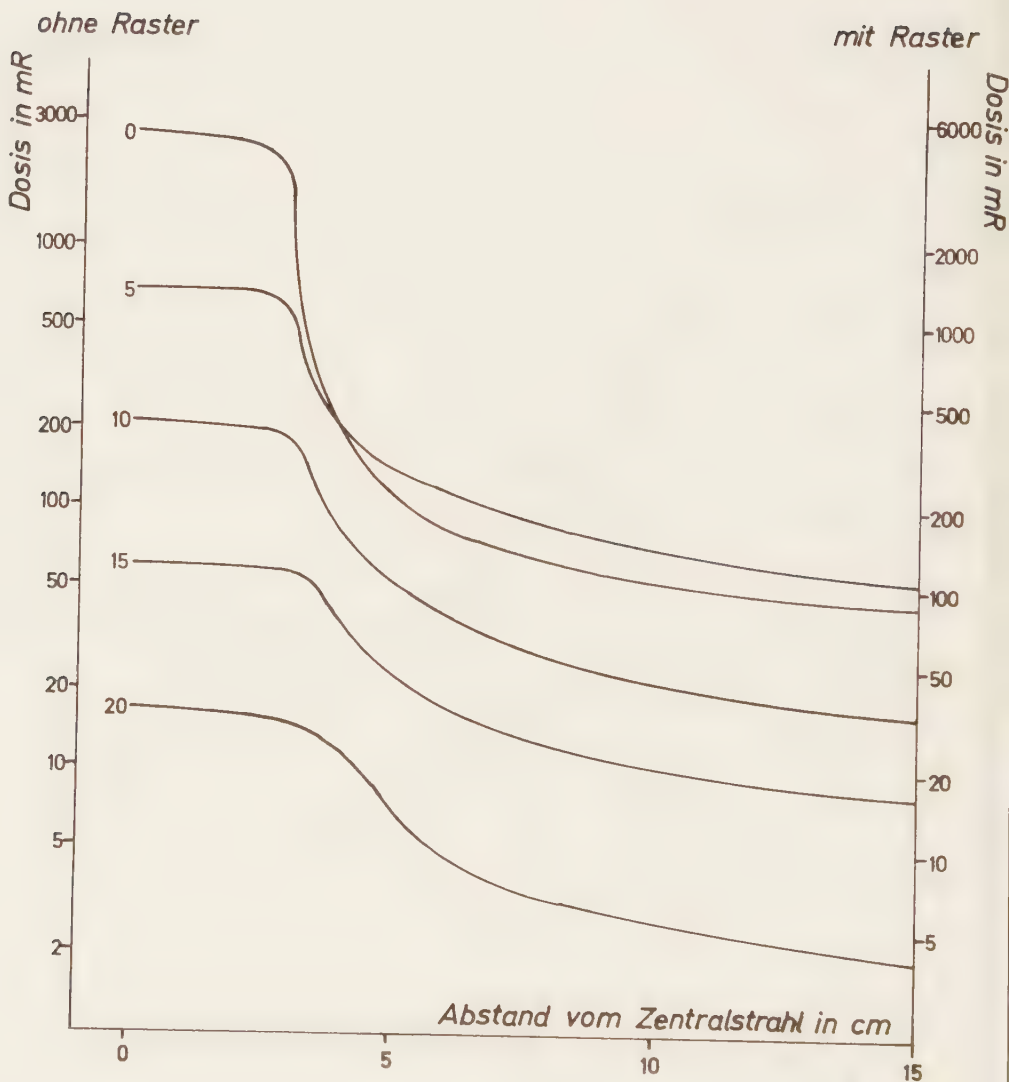


Abb. 10

Dosisverlauf senkrecht zur Strahleneinfallsrichtung in 0,5,10,15 und 20 cm von der Phantomboberfläche, bezogen auf 1 mR am Bildschirmeingang.

Fokus-BV-Abstand 168 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 15 cm $\varnothing$

70 kV

ohne Raster

mit Raster

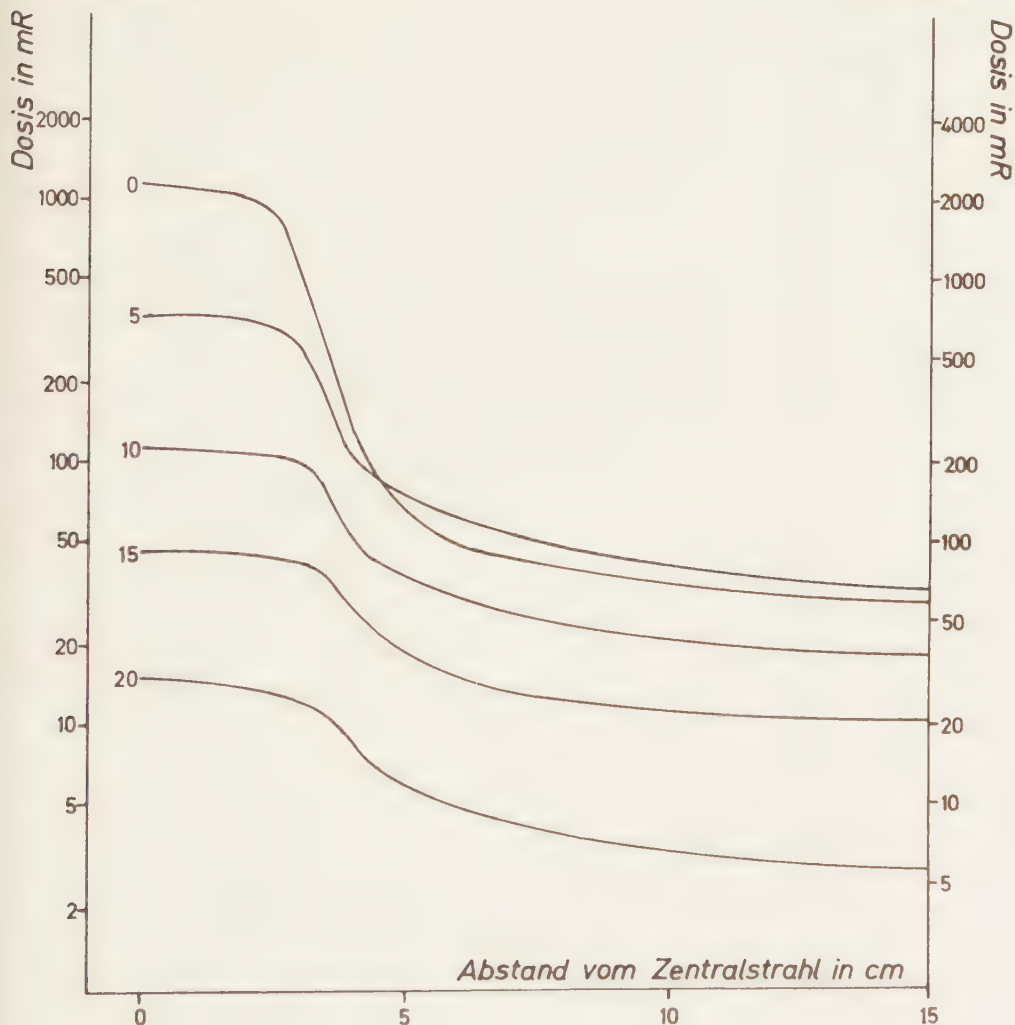


Abb. 11

Dosisverlauf senkrecht zur Strahleneinfallrichtung
in 0,5,10,15 und 20 cm von der Phantomboberfläche, be-
zogen auf 1 mR am Bildschirmeingang.

Fokus-BV-Abstand 168 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 15 cm $\varnothing$

110 kV

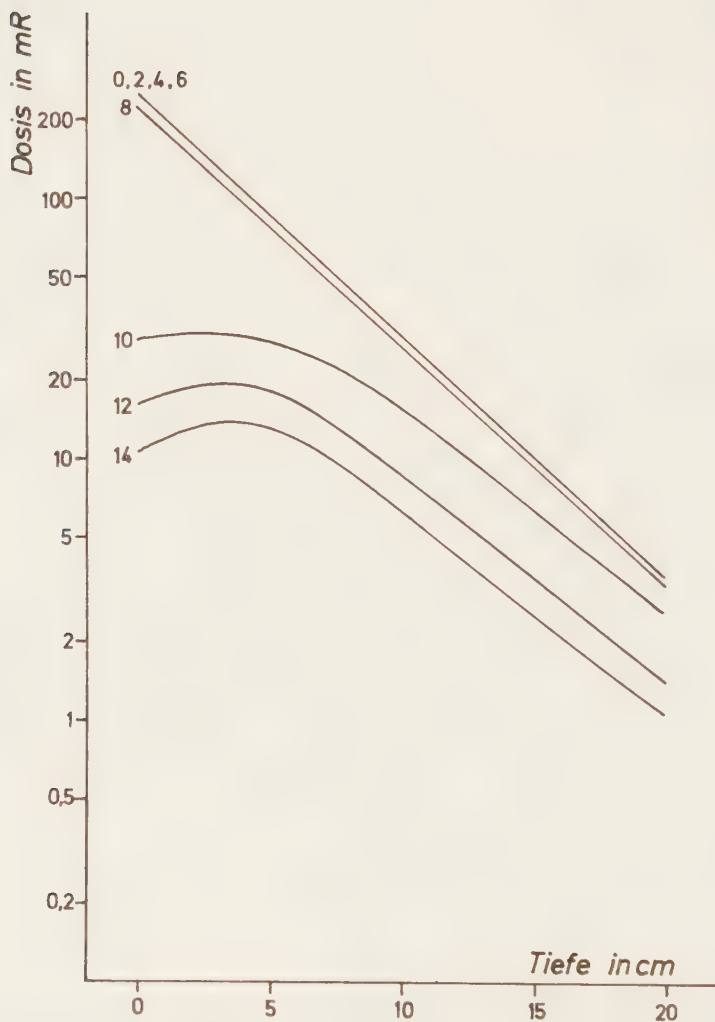


Abb. 12

Tiefendosis, bezogen auf eine konstante Dosis (1 mR) am Bildverstärkereingang. Die Zahlen an den einzelnen Kurven geben den Abstand vom Zentralstrahl in cm an.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 25 cm $\varnothing$

70 kV

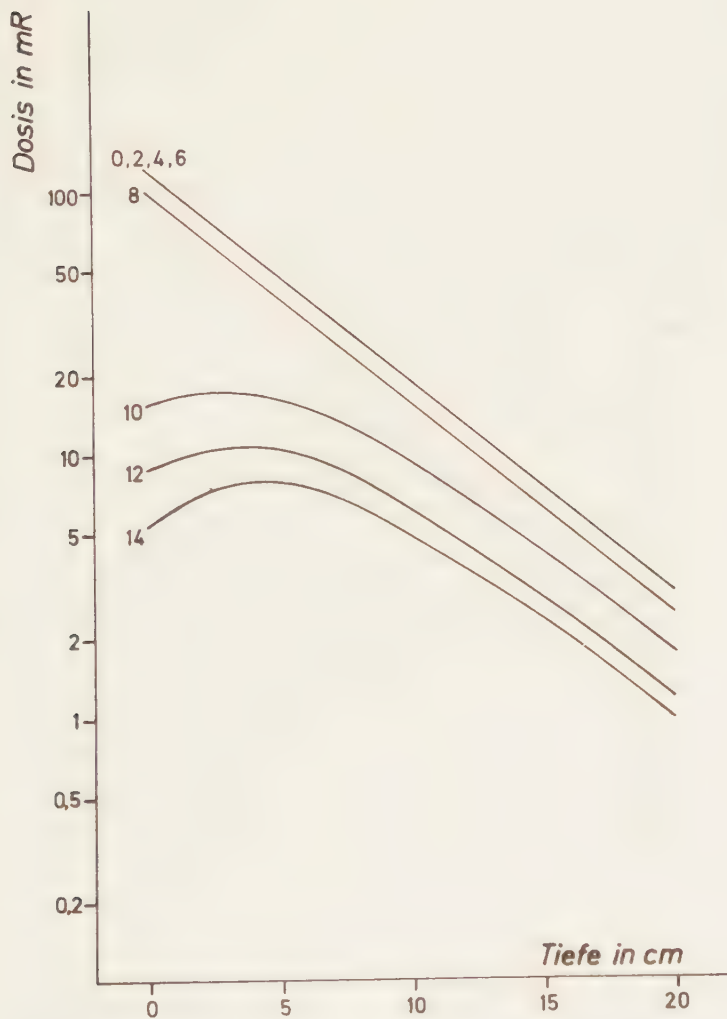


Abb. 13

Tiefendosis, bezogen auf eine konstante Dosis (1 mR) am Bildverstärkereingang. Die Zahlen an den einzelnen Kurven geben den Abstand vom Zentralstrahl in cm an.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 25 cm $\varnothing$

110 kV

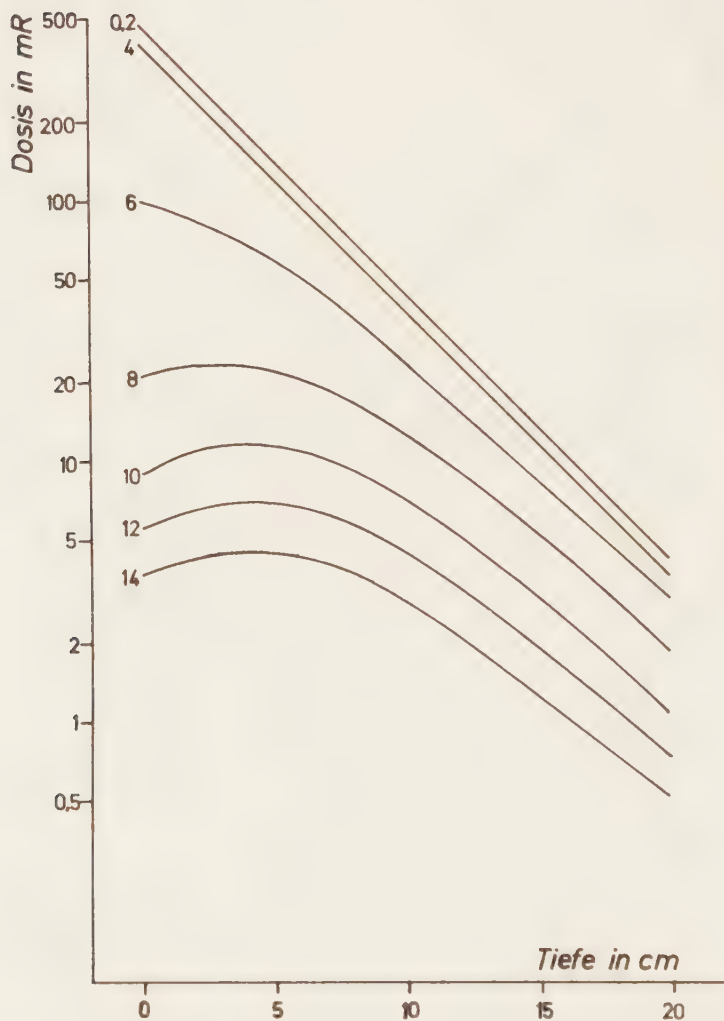


Abb. 14

Tiefendosis, bezogen auf eine konstante Dosis (1 mR) am Bildverstärkereingang. Die Zahlen an den einzelnen Kurven geben den Abstand vom Zentralstrahl in cm an .

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 15 cm $\varnothing$

70 kV

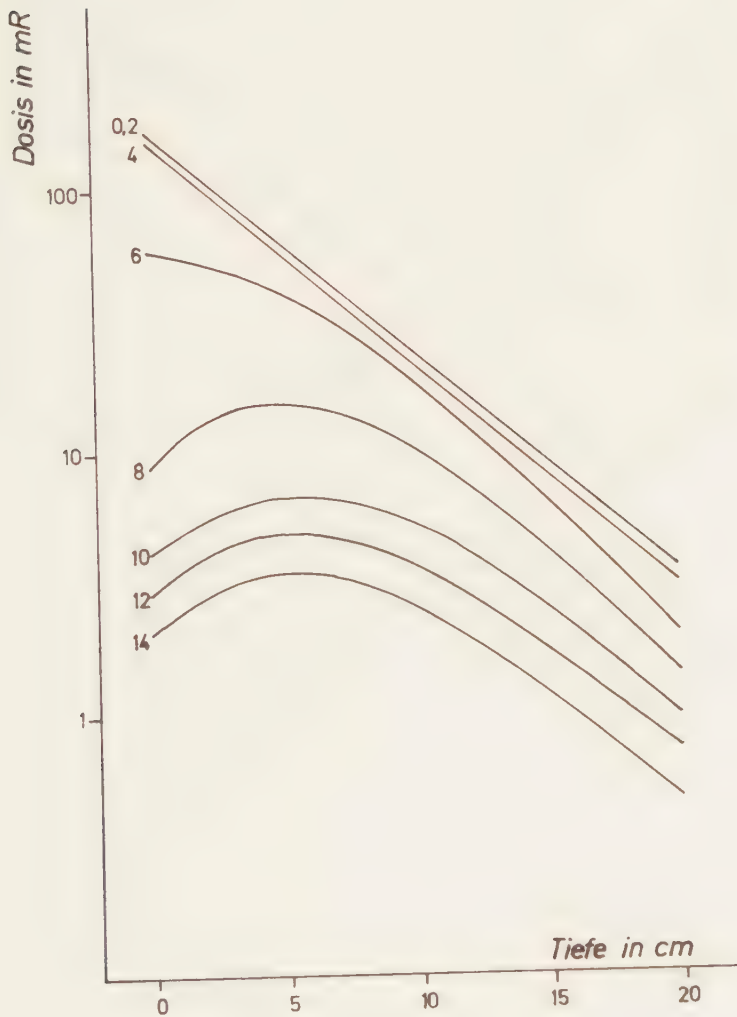


Abb. 15

Tiefendosis, bezogen auf eine konstante Dosis (1 mR) am Bildverstärkereingang. Die Zahlen an den einzelnen Kurven geben den Abstand vom Zentralstrahl in cm an.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 15 cm $\varnothing$

110 kV

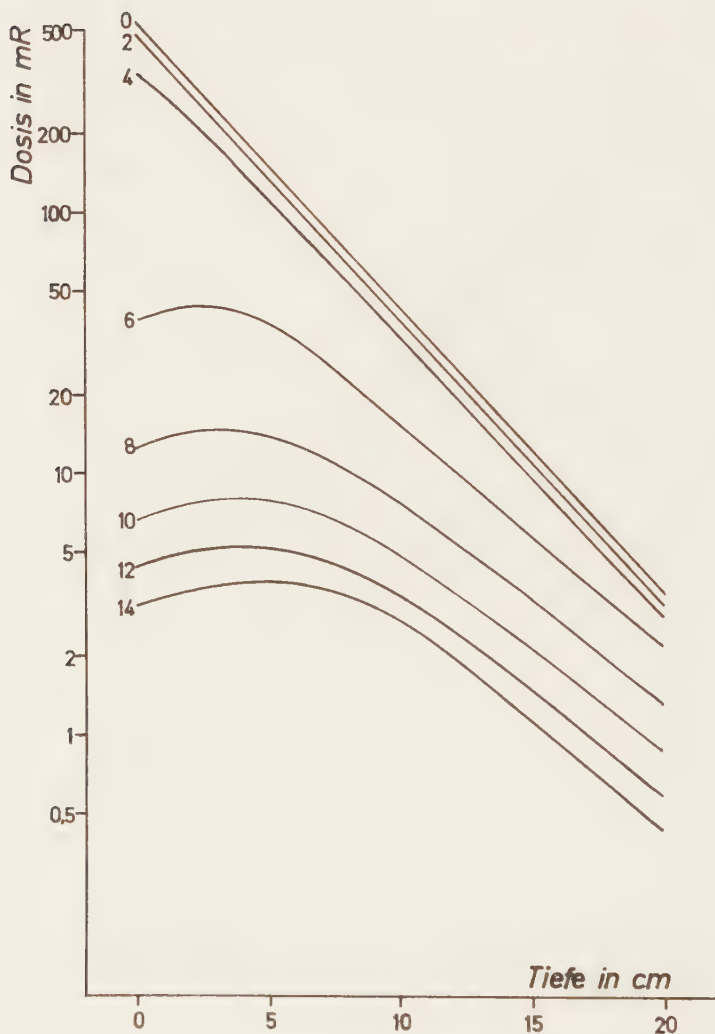


Abb. 16

Tiefendosis, bezogen auf eine konstante Dosis (1 mR) am Bildverstärkereingang. Die Zahlen an den einzelnen Kurven geben den Abstand vom Zentralstrahl in cm an.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 12,5 cm $\varnothing$

70 kV

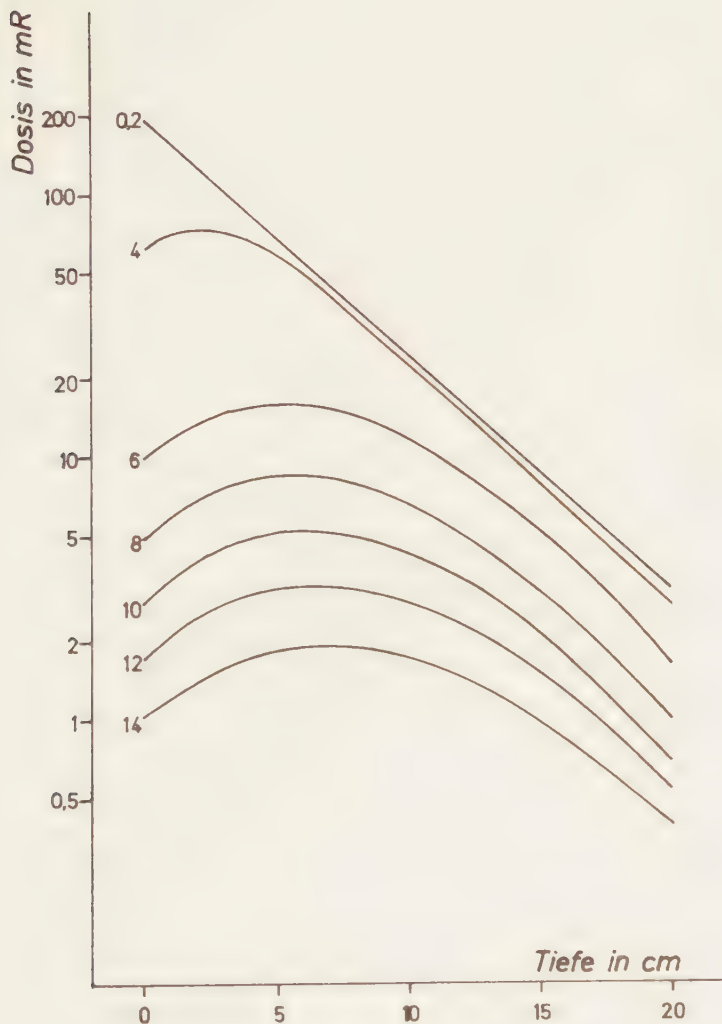


Abb. 17

Tiefendosis, bezogen auf eine konstante Dosis (1 mR) am Bildverstärkereingang. Die Zahlen an den einzelnen Kurven geben den Abstand vom Zentralstrahl in cm an.

Fokus-BV-Abstand 100 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 12,5 cm $\varnothing$

110 kV

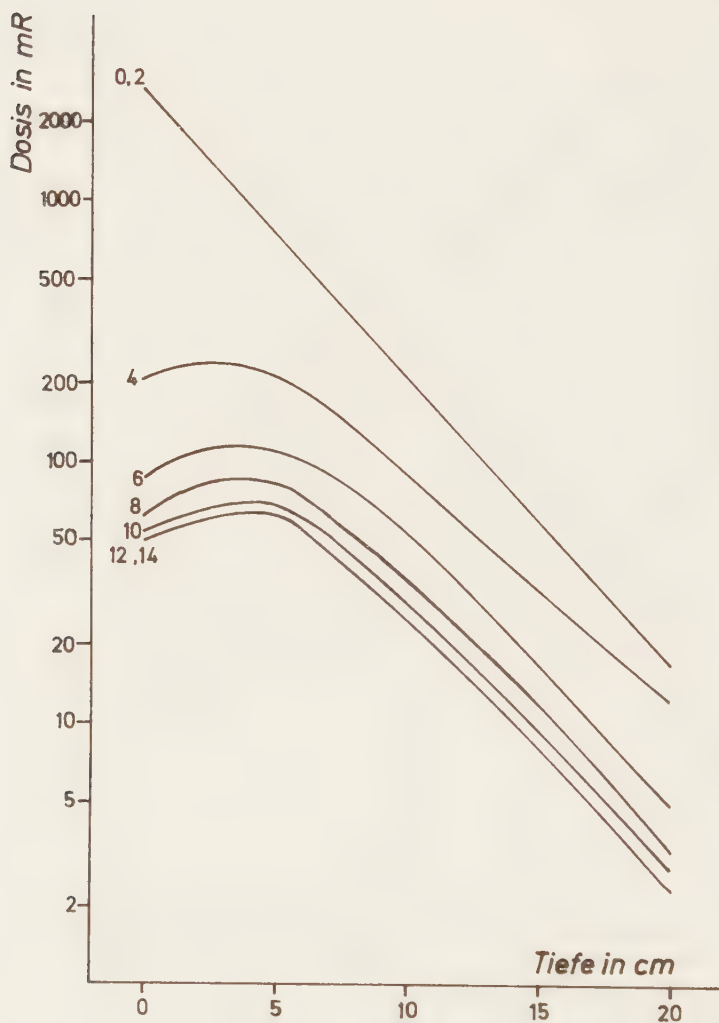


Abb. 18

Tiefendosis, bezogen auf eine konstante Dosis (1 mR) am Bildverstärkereingang. Die Zahlen an den einzelnen Kurven geben den Abstand vom Zentralstrahl in cm an.

Fokus-BV-Abstand 168 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 15 cm $\varnothing$

70 kV

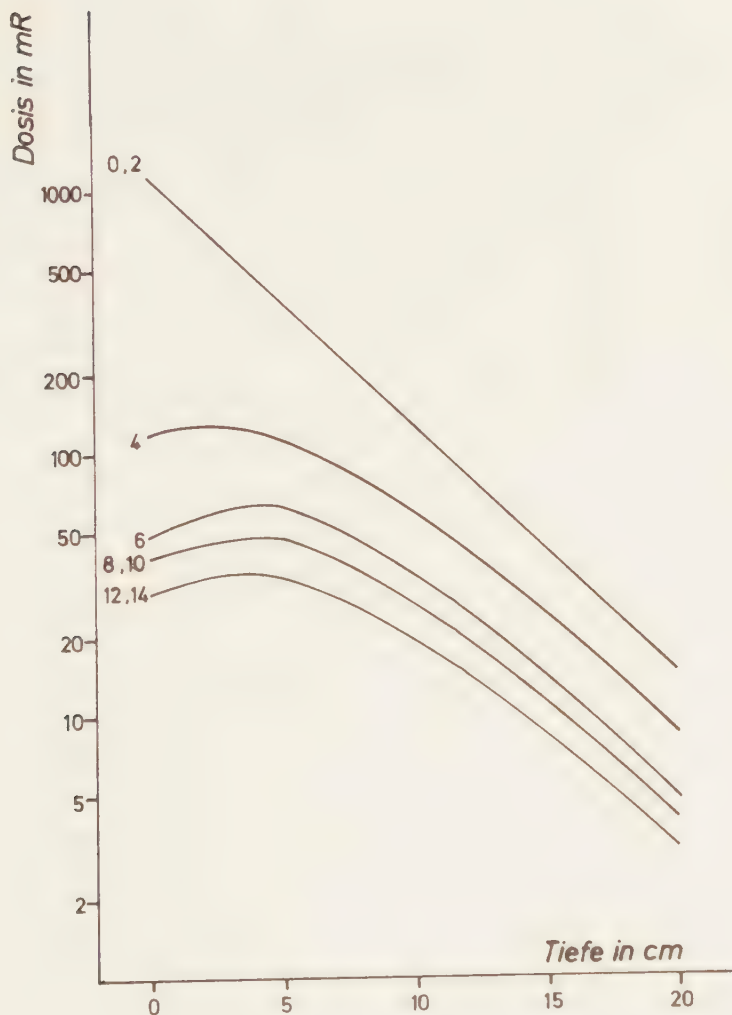


Abb. 19

Tiefendosis, bezogen auf eine konstante Dosis (1 mR) am Bildverstärkereingang. Die Zahlen an den einzelnen Kurven geben den Abstand vom Zentralstrahl in cm an.

Fokus-BV-Abstand 168 cm

Fokus-Phantomabstand 68 cm

BV-Eingangsformat 15 cm $\varnothing$

110 kV

70 kV BV-Eingangsformat 25 cm

Dosis in mR bei verschiedenen Abständen von
Zentralstrahl in verschiedenen Tiefen

Tiefe in cm	Abstand vom Zentralstrahl in cm							
	0	2	4	6	8	10	12	14
0		250			220	28	16	10,5
1		200			180	30	17,5	12
2		160			145	31	18,5	13,5
3		130			115	31	19	13,9
4		105			95	30	19	13,9
5		85			75	29	18	13,5
6		70			62	26	16	12
7		55			50	24	14	10,5
8		45			41	20	12	8,5
9		36			33	18	10,5	7,2
10		29			26	15	8,5	6,1
11		25			21	13	7	5,2
12		19			17	11	6	4,5
13		15			14	9,5	5	3,7
14		12,5			11	8	4,3	3
15		10			9	7	3,6	2,6
16		8			7,5	6	2,9	2,2
17		6,5			6	4,8	2,5	1,8
18		5,2			5	4	2	1,5
19		4,2			4	3,2	1,6	1,3
20		3,3			3,2	2,6	1,3	1

Integraldosis: 0,375 Rltr

Dosistabelle 2 zu den Kurven in Abb. 12

110 kV BV-Eingangsformat 25 cm

Dosis in mR bei verschiedenen Abständen vom
Zentralstrahl in verschiedenen Tiefen

	Abstand vom Zentralstrahl in cm							
Tiefe in cm	0	2	4	6	8	10	12	14
0		120			100	16	9	5,4
1		100			82	17	9,6	6,2
2		84			69	17,9	10,2	7
3		70			57	17,9	10,5	7,6
4		58			48	17,3	10,5	8
5		48			39	16,2	10,4	8
6		40			32	15	10	7,6
7		33			27	13,8	9	7
8		27			22,5	12,0	8	6,2
9		23			19	10,5	7,2	5,5
10		19			15,5	9,5	6,2	4,8
11		16			13	8,2	5,5	4,2
12		13			10,5	7,2	4,8	3,7
13		11			9	6,2	4,2	3,2
14		9			7,5	5,5	3,7	2,7
15		7,5			6,2	4,6	3,2	2,3
16		6,2			5,2	3,9	2,7	2
17		5,2			4,3	3,3	2,3	1,6
18		4,4			3,6	2,7	1,9	1,4
19		3,6			3,0	2,3	1,5	1,1
20		3,0			2,5	1,8	1,2	0,9

Integraldosis: 0,212 Rltr

Dosistabelle 3 zu den Kurven in Abb. 13

70 kV BV-Eingangsformat 15 cm

Dosis in mR bei verschiedenen Abständen vom
Zentralstrahl in verschiedenen Tiefen

Tiefe in cm	Abstand vom Zentralstrahl in cm							
	0	2	4	6	8	10	12	14
0	480		400	100	21	9	5,6	3,7
1	370		305	95	23	10	6,0	3,9
2	300		250	90	24	11	6,5	4,2
3	230		190	80	24	11,8	6,8	4,4
4	180		150	70	23	12	7,0	4,5
5	140		120	62	22	11,5	7,0	4,5
6	110		95	52	20,5	10,8	6,7	4,3
7	90		75	44	19	10	6,2	4,0
8	70		60	35	17	9	5,8	3,7
9	55		46	29	14,5	8	5,0	3,3
10	45		36	23	12,8	7	4,5	3,0
11	35		29	19	10,5	6	3,8	2,5
12	27		23	16	9	5,2	3,2	2,1
13	21		18	13	7,6	4,3	2,8	1,8
14	17		14	10,5	6,3	3,6	, ,	1,5
15	13		11,5	8,5	5,2	3,0	, ,	1,3
16	10,5		9	7	4,4	2,5	1,6	1,1
17	8,3		7	5,5	3,6	2,0	1,3	0,9
18	6,5		5,5	4,5	2,9	1,6	1,0	0,7
19	5,0		4,5	3,8	2,3	1,3	0,9	0,6
20	4,0		3,6	3,0	1,8	1,1	0,7	0,5

Integraldosis: 0,251 Rltr

Dosistabelle 4 zu den Kurven in Abb. 14

110 kV BV-Eingangsformat 15 cm

Dosis in mR bei verschiedenen Abständen vom
Zentralstrahl in verschiedenen Tiefen

Tiefe in cm	Abstand vom Zentralstrahl in cm						
	0	2	4	6	8	10	12
0	170		150	60	9	4,2	2,8
1	140		120	58	10,9	5	3,4
2	115		100	54	12,8	5,5	4,0
3	95		85	49	14,2	6	4,4
4	80		70	45	14,8	6,5	4,8
5	65		58	42	15,8	6,8	5,0
6	53		47	36	15,0	6,9	4,9
7	44		39	31	14,2	6,6	4,7
8	36		32	27	13,2	6,2	4,4
9	30		26	22	11,9	5,8	4,0
10	24		22	19	10,3	5,3	3,5
11	20		18	15	9,0	4,6	3,2
12	16,5		15	12	7,6	4,0	2,7
13	13,8		12	10	6,4	3,4	2,3
14	11,5		10		5,2	2,8	1,9
15	9,3		8	6,2	4,3	2,4	1,6
16	7,6		6,5	5,3	3,7	2,1	1,4
17	6,2		5,3	4,3	2,8	1,7	1,1
18	5,2		4,5	3,4	2,2	1,4	0,9
19	4,3		3,8	2,7	1,8	1,2	0,8
20	3,5		3,0	2,0	1,4	1,0	0,7

Integraldosis: 0,145 Rltr

Dosistabelle 5 zu den Kurven in Abb. 15

70 kV EV-Eingangsformat 12,5 cm Elektronenoptik

Dosis in mR bei verschiedenen Abständen vom
Zentralstrahl in verschiedenen Tiefen

Tiefe in cm	Abstand vom Zentralstrahl in cm							
	0	2	4	6	8	10	12	14
0	520		340	38	12,5	6,7	4,5	3,0
1	400		280	42	13,2	7,2	4,8	3,3
2	305		225	44	14,3	7,8	5,2	3,5
3	240		180	42	14,3	8,1	5,4	3,7
4	195		140	41	14,2	8,2	5,5	3,8
5	140		110	39	14	8,0	5,3	3,9
6	112		85	32	12,9	7,6	5,0	3,8
7	85		65	27	11,4	7,0	4,7	3,7
8	68		50	22	9,6	6,2	4,4	3,5
9	53		40	18	8,4	5,6	4,0	3,2
10	40		30	14,5	7,3	4,9	3,6	2,8
11	34		24	12	6,2	4,2	3,1	2,4
12	25		19	10	5,3	3,6	2,7	2,0
13	19		15	8,2	4,5	3,0	2,2	1,6
14	15		12	6,7	3,8	2,5	1,8	1,3
15	12		9,6	5,8	3,2	2,2	1,5	1,0
16	9		7,5	4,8	2,7	1,8	1,2	0,9
17	7		5,9	3,9	2,3	1,5	1,0	0,7
18	5,5		4,5	3,3	1,9	1,3	0,8	0,6
19	4,3		3,5	2,8	1,6	1,1	0,7	0,5
20	3,4		2,8	2,3	1,3	0,9	0,6	0,4

Integraldosis: 0,206 Rltr

Dosistabelle 6 zu den Kurven in Abb. 16

110 kV BV-Eingangsformat 12,5 cm Elektronenoptik

Dosis in mR bei verschiedenen Abständen vom
Zentralstrahl in verschiedenen Tiefen

Tiefe in cm	Abstand vom Zentralstrahl in cm						
	0	2	4	6	8	10	12
0	195		60	10	5	2,8	1,7
1	160		70	12	6,2	3,5	2,2
2	130		73	14	7	4,2	2,5
3	105		72	15,3	8	4,7	2,8
4	85		67	16	8,4	5,0	3,0
5	70		60	16,1	8,6	5,4	3,2
6	67		50	15,7	8,6	5,4	3,2
7	46		40	15	8,4	5,3	3,2
8	38		33	14	8,0	5,0	3,1
9	30		27	13	7,6	4,7	3,0
10	25		22	11,8	6,8	4,3	2,8
11	20		18	10,2	6,0	3,9	2,6
12	16		14,3	9	5,3	3,5	2,4
13	13,5		12	7,5	4,4	3,0	2,1
14	11		9,6	6,5	3,8	2,6	1,8
15	9		7,9	5,4	3,2	2,2	1,6
16	7,2		6,4	4,3	2,6	1,8	1,3
17	5,9		5,2	3,6	2,1	1,4	1,0
18	4,8		4,2	2,8	1,6	1,1	0,8
19	3,9		3,4	2,2	1,3	0,9	0,7
20	3,2		2,7	1,6	1,0	0,7	0,6

Integraldosis: 0,105 Rltr

Dosistabelle 7 zu den Kurven in Abb. 17

70 kV Geometrische Vergrößerung F-BV-A 168 cm; BV-Eingang

Dosis in mR bei verschiedenen Abständen vom
Zentralstrahl in verschiedenen Tiefen

Tiefe in cm	Abstand vom Zentralstrahl in cm							
	0	2	4	6	8	10	12	14
0	2600		200	85	64	55		50
1	2000		220	98	71	60		54
2	1500		230	108	78	63		58
3	1200		230	110	82	67		61
4	940		225	115	84	69		62
5	710		210	110	82	67		63
6	560		180	100	74	60		54
7	440		150	85	62	53		46
8	340		125	72	53	43		38
9	260		105	60	44	35		31
10	200		85	50	35	27		25
11	160		70	40	28	22		20
12	120		56	34	23	18		16
13	98		47	28	19	14		13
14	75		40	22	15	11		10
15	60		34	17	12	8,7		7,5
16	45		27	15,5	9	7		6,0
17	36		23	10,5	7	5,5		4,7
18	28		19	8	5,5	4,3		3,8
19	21		15	6,3	4,2	3,4		3,0
20	17		12	4,8	3,2	2,8		2,3

Integraldosis: 0,822 Rltr

Dosistabelle 8 zu den Kurven in Abb. 18

110 kV Geometrische Vergrößerung F-BV-A 168 cm; BV-Eingang

Dosis in mR bei verschiedenen Abständen vom
Zentralstrahl in verschiedenen Tiefen

Tiefe in cm	Abstand vom Zentralstrahl in cm							
	0	2	4	6	8	10	12	14
0	1100		120	50		40		30
1	900		130	54		43		33
2	720		135	57		45		34
3	580		130	60		47		35
4	470		125	62		48		36
5	380		115	63		47		35
6	300		105	58		44		31
7	250		92	52		40		28
8	195		80	46		35		25
9	155		70	40		31		22
10	125		60	34		27		19
11	100		52	28		23		17
12	80		43	24		19		14,5
13	65		36	20		15,5		12
14	52		30	16		13		10
15	43		25	15,5		11		8,4
16	34		20	11		8,8		7
17	27		17	9		7,2		5,8
18	22		13	7,4		6		4,8
19	18		11	6,0		5		3,9
20	15		9	4,8		4		3,1

Integraldosis: 0,513 Rltr

Dosistabelle 9 zu den Kurven in Abb. 19

Da es sich um drehrunde Felder handelt, ist ein Punkt in einem bestimmten Abstand vom Zentralstrahl repräsentativ für alle Dosen in diesem Abstand. Das bedeutet, daß sich um den Zentralstrahl Isodosenlinien in Form von konzentrischen Kreisen befinden. Bei der Berechnung mußte beachtet werden, daß diese Isodosenkreise mit wachsendem Radius zu einem wachsendem Volumen gehörten. Als kleinstes Volumen wurde ein zylindrischer Körper mit 1 cm Radius um den Zentralstrahl und 20 cm Höhe gewählt (Volumen: $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times \pi \times 20 \text{ cm}$). Das zweite Volumen war ein Hohlzylinder, der sich mantelförmig um den ersten legte, mit einem Radius von 3 cm um den Zentralstrahl und einer Höhe von 20 cm (Volumen: $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm} \times \pi \times 20 \text{ cm} - 1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times \pi \times 20 \text{ cm}$). Die weiteren Volumina legten sich ebenso an die vorhergehenden an, wobei der äußere Hohlzylinderradius um jeweils 2 cm anstieg. Die Volumina betragen also:

$$r_1^2 \cdot \pi \cdot h - r_2^2 \cdot \pi \cdot h = \pi \cdot h (r_1^2 - r_2^2), \text{ wobei } r_1 = 1 \text{ cm,}$$

3 cm, 5 cm, 15 cm und $r_2 = 0 \text{ cm, } 1 \text{ cm, } 3 \text{ cm, } 5 \text{ cm, } 13 \text{ cm}$ waren. In diesen Volumina wurde dann die mittlere Dosis bestimmt, indem durch Interpolation die Werte in 0,5 cm, 1,5 cm, 2,5 cm 19,5 cm Tiefe genommen und daraus der arithmetische Mittelwert gebildet wurde. Diese mittlere Dosis wurde mit den jeweiligen Volumen multipliziert, dann die einzelnen Volumendosen addiert und so die Integraldosis errechnet, die in R ltr angegeben wurde. Für die verschiedenen Versuchsbedingungen sind die ausgewerteten Integraldosen unter den Dosistabellen 2 bis 9 angegeben.

b) Besprechung der Ergebnisse

Die experimentell bestimmten Dosiswerte und die daraus errechneten Integraldosiswerte sind für die jeweiligen Meßbedingungen Absolutwerte. Da für die Meßbedingungen die in der Praxis am gebräuchlichsten Werte für Bildverstärkereingangsformat und Spannung gewählt wurden, stellten die Integraldosen eine Orientierungshilfe über die Größenordnung der einzelnen Strahlenexposition dar. Außerdem können mit Hilfe der einzelnen Dosiswerte Faktoren errechnet werden, die angeben, um wieviel die Strahlenbelastung bei verschiedenen technischen Bildverstärker- oder Vergrößerungsmöglichkeiten steigt. Diese über die spezielle Versuchsanordnung hinaus geltenden Relationen und Tendenzen sind die Hauptergebnisse dieser Arbeit. Die Integraldosen sind in Tabelle 10 jeweils für 70 kV und 110 kV zusammengestellt. Die Dosiswerte in den Tabellen 2 bis 9 stellen alle Messungen ohne Raster dar. Zur Umrechnung von Dosen ohne Raster auf Dosen mit Raster wurden die aus Abbildung 20 gewonnenen Faktoren verwendet. Bei Eingangsformat 25 cm ergibt die Dosis 4,00, bei BV-Eingang 15 cm 2,6 und bei BV-Eingang 12,5 cm 2,25 mal mehr als ohne Raster. Die Werte für die Elektronenoptik wurden durch Multiplikation der Normalwerte mit dem Faktor 3,0 errechnet, der den erhöhten Dosisbedarf kennzeichnet (s. IV, 1, C). Es wurden sowohl der Wert für optimale Einblendung auf das von der Elektronenoptik abgebildete Format (BV-Eingang 12,5 cm) als auch der Wert der durch Umschalten auf Elektronenoptik, aber durch Beibehaltung des Feldes von 25 cm Eingangsformat zustande kommt, aufgeführt. Die Inte-

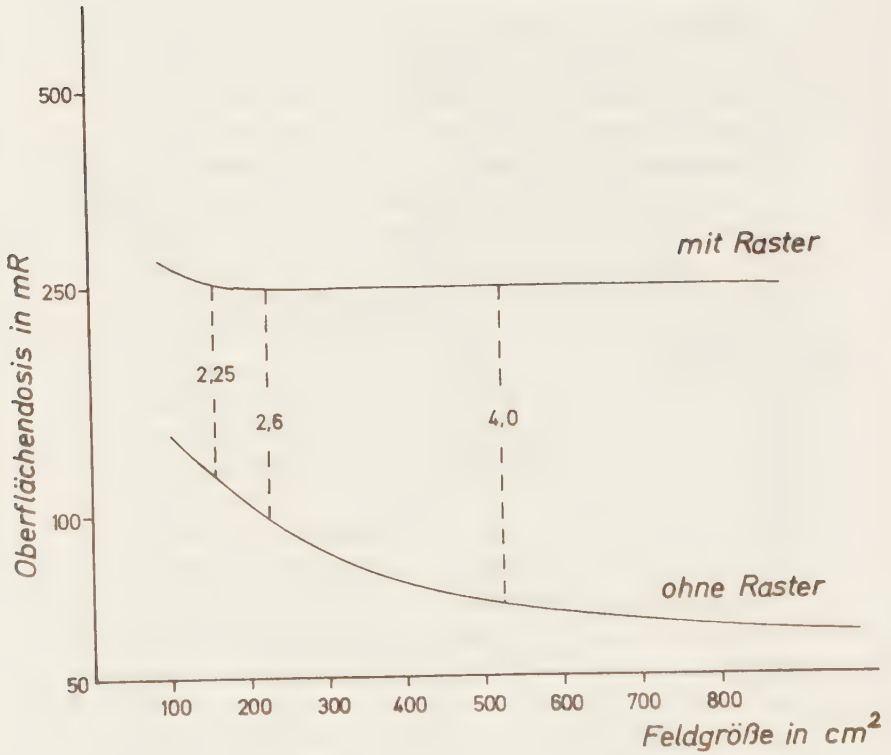


Abb. 20

Oberflächendosis, bezogen auf eine konstante Dosis
am Bildempfänger (0,5 mR) in Abhängigkeit von den
Feldgrößen am Bildempfänger. Objektdurchmesser 20 cm.
Aufnahmespannung 80 kV .

graldosen der geometrischen Vergrößerung im Verhältnis 1 : 1,68 mit BV-Eingang 15 cm sind in Tabelle 8 und 9 angegeben und mußten nur noch mit dem Rasterfaktor multipliziert werden. Die Integraldosis d-r geometrischen plus elektronenoptischen Vergrößerung sind um den Faktor des erhöhten Dosisbedarfes der Elektronenoptik höher als die der geometrischen Vergrößerung.

	70 kV	in Rltr 110 kV
1. Vergleichswerte mit Raster		
BV-Eingangsformat 25 cm	1,50	0,35
BV-Eingangsformat 15 cm	0,62	0,37
2. Einblendung BV-Eingang		
12,5 cm mit Raster	0,47	0,23
3. Einblendung BV-Eingang		
12,5 cm ohne Raster	0,21	0,10
4. Elektronenoptische Vergrößerung mit Raster		
a) bei gleich großem Feld (25 cm)	4,50	1,50
b) bei optimaler Einblendung auf 12,5 cm	1,41	0,69
5. Geometrische Vergrößerung im Verhältnis 1 : 1,68 und BV-Eingangsformat 15 cm		
a) mit Raster	1,64	1,02
b) ohne Raster	0,82	0,51
6. Geometrische plus elektronenoptische Vergrößerung mit Raster	4,9	3,1

Tabelle 10

Integraldosen in Rltr

c) Ergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchungen am bzw. im Phantom sind in den Abbildungen 4 bis 11 und 12 bis 19 dargestellt, die über den Einfluß des Streustrahlenrasters auf die Oberflächendosis in Abhängigkeit von der Feldgröße in Abbildung 20.

Die jeweils fünf Kurven in den Abbildungen 4 bis 11 geben den Verlauf der Dosis vom Zentralstrahl bis 15 cm Abstand in 0, 5, 10, 15 und 20 cm Tiefe (Abstand von der Phantomoberfläche) wieder und die Kurven in den Abbildungen 12 bis 19 die daraus abzulesende Tiefendosis.

In den Diagrammen 4 bis 11 gilt der linke Ordinatenmaßstab für die Dosis ohne und der rechte für die Dosis mit Einrechnung eines Streustrahlenrasters, der sich aus Abbildung 20 ergab. Aus dieser Abbildung ist ersichtlich, daß die Oberflächendosis, bezogen auf eine konstante Dosis am Eingang des Bildempfängers, mit zunehmender Feldgröße in Form einer Parabel abnimmt, wenn kein Streustrahlenraster verwendet wird. Durch Einbringen eines Streustrahlenrasters zwischen Objekt und Bildempfänger erhöht sich die Oberflächendosis durch die Reduzierung der im Objekt entstandenen Streustrahlung und einer Primärstrahlenabsorption im Raster beträchtlich, jedoch ändert sie sich mit der Feldgröße nur geringfügig. Beim Bildverstärkereingangsformat mit 25 cm $\varnothing$ ergibt sich durch den Raster eine 4,00 mal größere Oberflächendosis, beim Eingangsformat mit 15 cm $\varnothing$ ist sie 2,6 mal und beim Eingangsformat mit 12,5 cm $\varnothing$ nur 2,25 mal größer. Für die

geometrische Vergrößerung ergibt sich mit Raster eine 2,0 mal größere Oberflächendosis, da das Eingangsformat ungefähr 9 cm $\varnothing$ beträgt.

Die Dosen im Zentralstrahl an der Phantomoberfläche sind in Tabelle 1 wiedergegeben.

Aus Tabelle 10 ist ersichtlich, daß die Integraldosen bei 70 kV ungefähr doppelt so groß sind als bei 110 kV. Bei BV-Eingang 25 cm ist die 70 kV-Integraldosis 77 %, bei BV-Eingang 15 cm 68 %, bei BV-Eingang 12,5 cm 110 % und bei der geometrischen Vergrößerung 60 % höher als die 110 kV-Integraldosis. Das bedeutet also, daß man bei höherer Spannung eine wesentlich niedrigere Strahlenbelastung hat. In den Kurven der Abbildung 21 ist die Abhängigkeit der Integraldosis von dem Bildverstärkereingangsformat dargestellt. Es ist eine stetige Erhöhung der Integraldosen mit steigendem Eingangsformat zu beobachten. Bei 70 kV ist die Integraldosis bei BV-Eingang 25 cm 87 % höher als bei BV-Eingang 12,5 cm, bei 110 kV erhöht sie sich etwas mehr, nämlich um 110 %. Das zu diagnostizierende Gebiet sollte also möglichst genau eingeblendet werden.

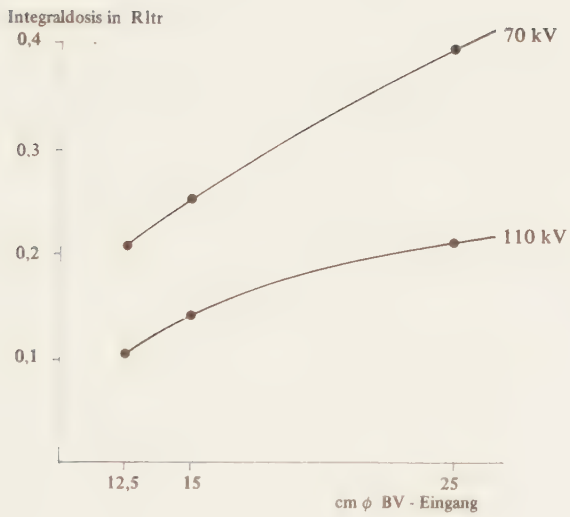


Abb. 21

Abhängigkeit der Integraldosen vom
Bildverstärkereingangsformat.

Bei der elektronenoptischen Vergrößerung ist aus den Dosiswerten zu ersehen, daß man bei genauer Einblendung des Feldes auf die abgebildeten 12,5 cm Durchmesser mit fast gleicher Strahlenbelastung rechnen muß, wie beim 25 cm BV-Format. Behält man das 25 cm Feld bei der Elektronenoptik bei, so ist die Dosis jedoch um den Faktor 3,0 höher. Es sollte also immer genau eingeblendet werden, dann kann der Untersucher die Vorteile der Elektronenoptik genießen, ohne eine höhere Strahlenbelastung gegenüber dem normalen BV-Eingang von 25 cm Durchmesser in Kauf nehmen zu müssen.

Bei der geometrischen Vergrößerung im Verhältnis 1 : 1,68 ist die Integraldosis bei 70 kV 2,6 mal höher, bei 110 kV 2,8 mal höher als im Normalabstand. Diese Integraldosiserhöhung wird durch die Abnahme der Streustrahlung bedingten Einzeldosiserhöhung gebildet (s. IV, 1, C). Die geometrische Vergrößerung sollte wegen dieser starken Erhöhung der Strahlenbelastung nur in Spezialfällen herangezogen werden. Im Normalfall ist es günstig, den Patient-Bildverstärkerabstand so gering wie möglich zu halten, und bei notwendigen Bildvergrößerungen die strahlenbelastungsmäßig wesentlich günstigere Elektronenoptik mit genauer Feldeinblendung zu wählen.

Bei geometrischer plus elektronenoptischer Vergrößerung ist die Strahlenbelastung je nach Spannung 8 bis 8,5 mal höher als ohne Vergrößerung. Wegen dieser enormen Dosiserhöhung kann nur in den seltensten Fällen der Röntgendiagnose dieses kombinierte Vergrößerungsprinzip angewandt werden. Durch den in dieser Untersuchung nicht berücksichtigten Zeitfaktor kann natürlich die geringer

strahlenbelastende Normaldurchleuchtung bei entsprechender Ausdehnung ungünstiger als eine gezielte kurze Vergrößerungsdurchleuchtungstechnik sein.

V. Zusammenfassung

Untersuchungen und Ermittlungen der verschiedenen Anteile von Strahlenquellen an der Gesamtexposition des Menschen haben ergeben, daß die Strahlenexposition durch medizinische Maßnahmen, insbesondere durch die Röntgendiagnostik, den Hauptanteil der durch künstlich erzeugte Quellen ausmacht. Es sollte deshalb - nach den Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission und den in der Bundesrepublik Deutschland geltenden Strahlenschutzregeln - alle Maßnahmen getroffen werden, die bei größtmöglichstem Nutzen die Strahlenexposition auf niedrigst mögliche Werte zu reduzieren in der Lage sind.

Aufgabe dieser Arbeit war es zu untersuchen, inwieweit durch den Einsatz von Bildverstärkern zur Durchleuchtung und zu Aufnahmen die Strahlenexposition des Patienten reduziert werden kann. Es wurden mit Hilfe von Wasserphantomen Dosismessungen durchgeführt und dabei die verschiedenen Darstellungsmethoden, insbesondere die elektronen-optischen und geometrischen Vergrößerungsverfahren miteinander verglichen. Als Maß der Strahlenexposition wurde die Integraldosis verwendet. Es ließen sich folgende Ergebnisse feststellen:

1. Höhere Spannungen reduzieren auch bei Bildverstärkern die Strahlenexposition, obwohl der Dosisbedarf am Eingangsschirm zur Erzeugung gleicher Helligkeit am Bildverstärkerausgangsschirm mit der Spannung ab 70 kV wieder zunimmt. Die Integraldosis verringert sich bei gleicher Feldgröße von 70 kV auf 100 kV auf 70 %.

2. Bei Einsatz eines Bildverstärkers mit einem Eingangsformat von 12,5 cm Durchmesser ist die Integraldosis unter sonst gleichen Bedingungen nur halb so groß wie bei einem Bildverstärker von 25 cm Durchmesser. Dies ist jedoch lediglich eine Funktion der Feldgröße.
3. Obwohl bei elektronen-optischer Vergrößerung die Dosis am Bildverstärkereingang etwa um den Faktor 3 ansteigt, erhöht sich die Integraldosis nicht, wenn der Durchleuchter auf das jeweils sichtbare - in diesem Fall verkleinerte - Strahleneintrittsfeld am Patienten einblendet.
4. Demgegenüber führt die geometrische Vergrößerung zu einer Erhöhung der Integraldosis, wenn sie bei gleichem Fokus-Objekt-Abstand durch Vergrößern des Objekt-Bildverstärker-Abstandes erreicht wird. Bei gleichem Vergrößerungsfaktor wie bei der elektronen-optischen Vergrößerung steigt die Integraldosis etwa um den Faktor 3 an. Es sollte deshalb im Regelfalle die elektronen-optische Vergrößerung vorgezogen werden.
5. Eine Kombination von elektronen-optischer und geometrischer Vergrößerung erhöht die Exposition etwa um das 8-fache.

Trotz der möglichen Reduzierung der Strahlenexposition durch den Einsatz von Bildverstärkern sollte deshalb auch in diesen Fällen die allgemeine Regel eingehalten werden: die Durchleuchtungszeit auf ein Minimum zu reduzieren und den Abstand Objekt-Bildverstärkereingang so gering wie möglich zu halten. Maßgebend für den Ein-

satz der verschiedenen Vergrößerungsverfahren ist letztlich die für die jeweilige Untersuchung erforderliche Detailerkennbarkeit. Die mit der Vergrößerungstechnik verbundene erhöhte Strahlenexposition sollte deshalb immer mit der besseren Detailerkennbarkeit abgewogen werden.

VI. Schrifttum

- (1) Bunde, E.: In "Medizinische Röntgentechnik"
von H. Schön
II. Physikalisch-Technischer Teil
G. Thieme, Stuttgart (1961)
- (2) Dauvillier, A: Französisches Patent Nr. 521746
vom 12.8.1915
- (3) Deutscher Normenausschuß: DIN 6809 vom Oktober 1963
- (4) Eckart, F.: Elektronenoptische Bildwandler und
Röntgenbildverstärker
A. Barth, Leipzig (1962)
- (5) Gebauer, A.: Das Röntgenfernsehen
Lissner, J.: Thieme Verlag Stuttgart (1965)
- (6) Groedel-Arbeit, Abstandstechnik
- (7) Janker, R.: Weitere Fortschritte des Röntgen-
fernsehens
Röntgen Bl. 10 (1957) 174 - 179
- (8) Jötten, G.: Über Abbildungseigenschaften,
Stieve, F.E.: Formatgröße und Auflösungsvermögen
in der Cineraldiographie,
Symposium Cineraldiographicum
Antwerpen (1970)
- (9) Jüngling, O.: Münch. Med. Wochenschrift (1924) 123

- (10) Lorenz, H.: Zur Frage der Tageslichtdurchleuchtung. Die Verbesserung der med. Röntgendurchleuchtung mit Mitteln der Fernsehtechnik Elektr. Fernmeldewesen 4 (1940) 373 - 392
- (11) Mayneord, W.V.: Nature 145 (1940) 972
Brit. J. Radiol. 13 (1944)
- (12) Oosterkamp, Wl.: Die Röntgenbildverstärkerröhre
Teves M.C.: Röntgenstrahlen, Geschichte der Gegenwart 3, (1952) 24 - 29
- (13) Schoen, D.: Fortschr. Röntgenstr. (1966) 213
- (14) Seelentag, W.: Zur Wellenabhängigkeit verschiedener Ionisationskammern.
Fortschr. Röntgenstr. 89 (1958) 753
- (15) Stieve, F.E.: Die Bedeutung röntgenphotographischer Maßnahmen für den Strahlenschutz. In: Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Rombach, Freiburg (1967)
- (16) Stieve, F.E.: Radiologe
10. Jahrgang Heft 9 (1970)
Die Dosisbelastung bei der Bildverstärkerdurchleuchtung.
- (17) Teves, M.C. Die Röntgenbildverstärkerröhre
T. Tol. Verlag dtsh. Röntgengesellschaft 34
Oosterkamp,: (1952)

- (18) Wachsmann, F.: Dosisbelastung des Patienten bei
röntgenologischen Untersuchungen.
Fortschr. Röntgenstr. 75 (1951) 728
- (19) Wintz, H.: Verl. dtsh. Röntgengesellschaft 13
(1922) 133
- (20) Zimmer, Th.: Elektronische Röntgenbildverstär-
kung. Verl. dtsh. Röntgengesell-
schaft 34 (1952) 25 - 27

Herrn Prof. Dr. O. H u g vom Strahlenbiologischen
Institut der Universität München danke ich für die
Übernahme des Korreferates.

Herrn Prof. Dr. F.-E. S t i e v e und der Abteilung
für Strahlenhygiene des Bundesgesundheitsamtes danke
ich für die Überlassung des Themas und die Unterstützung.

Frl. W i d e n m a n n danke ich für die fachliche
Beratung.

Herrn Dr. A. B ä u m l danke ich für Korrektur und
Anleitung zur Ausrechnung der Integraldosis.

L e b e n s l a u f

Am 1.8.1947 wurde ich als zweiter Sohn des praktischen Arztes Dr. med. Robert Ach und seiner Ehefrau Katharina in Immenstadt/Allgäu geboren. Von 1953 bis 1957 besuchte ich die Volksschule in Immenstadt. Von 1958 an besuchte ich die Oberschule Maria Stern, Immenstadt, das Gymnasium in Illertissen und das naturwissenschaftliche Gymnasium Oberstdorf, dort legte ich 1967 die Reifeprüfung ab.

Im Wintersemester 1967/68 belegte ich in München das Fach Naturwissenschaft und war zur Leistungsprüfung für die Zulassung zum Medizinstudium eingetragen. Nach Bestehen dieser Prüfung konnte ich im Sommersemester 1968 das Medizinstudium an der Ludwigs-Maximilians-Universität München aufnehmen und blieb hier die gesamte Studienzeit. Im Frühjahr 1970 bestand ich das Physikum und im Sommer 1973 das medizinische Staatsexamen.

Vom 1.10.1973 bis 1.2.1974 absolvierte ich die chirurgische Medizinalassistentenzeit am Krankenhaus Lindenberg/Allgäu, bis 1.6.1974 die internistische Medizinalassistentenzeit.

